

**UNTERSUCHUNGEN ZUR SONOGRAPHISCHEN
VOLUMENBESTIMMUNG DER SCHILDDRÜSE**

GEROLD WÜST

1986

Aus der Medizinischen Klinik Innenstadt der Universität München

Vorstand: Prof. Dr. E. Buchborn

UNTERSUCHUNGEN ZUR SONOGRAPHISCHEN VOLUMEN-
BESTIMMUNG DER SCHILDDRÜSE

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Gerold Wüst

aus

Rosenheim

1986

Mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität München

Berichterstatterin: Prof. Dr. C. R. Pickardt

Mitberichterstatter: Prof. Dr. E. Buchborn

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. Gärtner

Dekan: Prof. Dr. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 26.06.1986

Danksagung

Herrn Prof. Dr. BUCHBORN danke ich für die bereitwillig gewährte Arbeitsmöglichkeit an seiner Klinik.

Frau Prof. Dr. PICKARDT danke ich besonders für die Überlassung des Themas und die unermüdliche Hilfe bei der Durchführung und Auswertung der Arbeit.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Dr. GÄRTNER für seine engagierte Unterstützung und seine Anregungen bei der Versuchsplanung, Ausführung der Versuche und Bearbeitung der Ergebnisse.

Herrn Dr. KÖNIG und Frau BERANEK danke ich für die statistische Auswertung der Ergebnisse sowie Frau HAAG für die Anfertigung der Photographien.

INHALTSVERZEICHNIS

00. Einführung:

0.1	Einleitung	1
0.2	Historische Entwicklung der Wirtschaftsinformatik	2
	Die Wirtschaftsinformatik	

01. Wirtschaftliche Grundlagen:

1.1	Wirtschaftsrecht und Wirtschaftsinformatik	3
1.2	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	10
1.2.1	Wirtschaftsinformatik	10
1.2.2	Wirtschaftsinformatik	11
1.2.3	Wirtschaftsinformatik	12
1.2.4	Wirtschaftsinformatik	13
1.3	Wirtschaftsinformatik	14
1.3.1	Wirtschaftsinformatik	15
1.3.2	Wirtschaftsinformatik	16
1.3.3	Wirtschaftsinformatik	17
1.3.4	Wirtschaftsinformatik	18
1.3.5	Wirtschaftsinformatik	19
1.3.6	Wirtschaftsinformatik	20
1.3.7	Wirtschaftsinformatik	21
1.3.8	Wirtschaftsinformatik	22

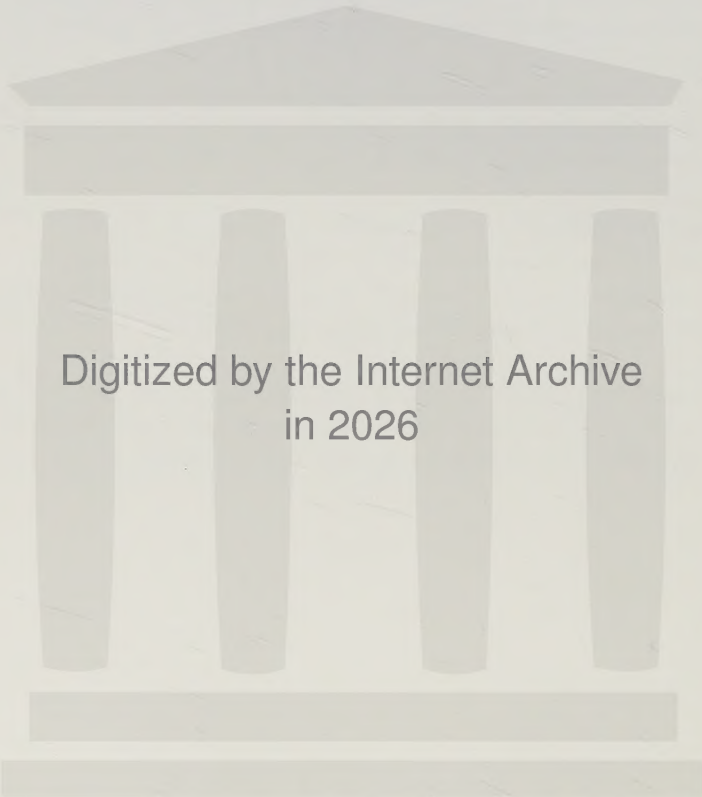
02. Wirtschaftsinformatik:

2.1	Wirtschaftsinformatik	23
2.2	Wirtschaftsinformatik	24
2.2.1	Wirtschaftsinformatik	25
2.2.2	Wirtschaftsinformatik	26
2.2.3	Wirtschaftsinformatik	27
2.2.4	Wirtschaftsinformatik	28
2.2.5	Wirtschaftsinformatik	29

03. Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik:

3.1	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	30
3.2	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	31
3.2.1	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	32
3.2.2	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	33
3.2.3	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	34
3.2.4	Wirtschaftsinformatik und Wirtschaftsinformatik	35

Meiner Frau Susanne



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41554822_0025

I N H A L T S V E R Z E I C H N I S

	Seite
● <u>1. Einleitung:</u>	1
1.1. Problemstellung	1
1.2. Bisherige Methoden zur Volumenbestimmung der Schilddrüse	2
● <u>2. Physikalische Grundlagen:</u>	9
2.1. Schallgrößen und Definitionen	9
2.2. Physikalische Effekte	10
2.2.1. Absorption	10
2.2.2. Reflexion	11
2.2.3. Brechung	14
2.2.4. Streuung	14
2.3. Ortsauflösung	17
2.3.1. Axiale Auflösung	17
2.3.2. Laterale Auflösung	18
2.4. Schallfeld	19
2.4.1. Nahfeld	19
2.4.2. Fokus	21
2.4.3. Fernfeld	21
● <u>3. Gerätetechnik:</u>	23
3.1. Ultraschallerzeugung	23
3.2. Ultraschall-Bildverfahren	23
3.2.1. A-Bild	24
3.2.2. B-Bild	25
3.2.2.1. Compound-Contact-Verfahren	25
3.2.2.2. Real-Time-Verfahren	26
● <u>4. Ultraschalldiagnostik der Schilddrüse:</u>	27
4.1. Impulse-Echo-Verfahren am Beispiel der Schilddrüse	27
4.2. Die Schilddrüse im Ultraschallbild	30
4.2.1. Querschnitt	30
4.2.2. Längsschnitt	32
4.2.3. Pathologische Befunde	33

	Seite
● <u>5. Apparative Voraussetzungen:</u>	35
5.1. Ultraschallgerät	35
5.2. Wasservorlaufstrecke	39
● <u>6. Methodik:</u>	44
6.1. Phantomuntersuchungen	44
6.1.1. Bestimmung der Meßgrößen	44
6.1.2. Bestimmung des wahren Volumens	50
6.2. In situ-Überprüfung der Methode zur Volumenbestimmung der Schilddrüse	52
6.3. Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse	57
● <u>7. Ergebnisse:</u>	60
7.1. Phantomuntersuchungen	60
7.1.1. Reproduzierbarkeit der Vorunter- suchungen	60
7.1.2. Ergebnisse der Untersuchungen an den Rinderschilddrüsenlappen	61
7.2. In situ-Volumetrie humaner Schilddrüsen	72
7.2.1. Ergebnisse der Untersuchungen an den Leichenschilddrüsenlappen	72
7.2.2. Reproduzierbarkeit der Methode am Pa- tienten	74
7.3. Volumenbestimmung von umschriebenen Er- krankungen der Schilddrüse	77
● <u>8. Diskussion:</u>	78
8.1. Volumenbestimmung der Schilddrüse	78
8.2. Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse	82
● <u>9. Klinische Konsequenzen:</u>	84
● <u>10. Zusammenfassung:</u>	87
● <u>11. Anhang:</u>	88
11.1. Statistik	88
11.2. Literaturverzeichnis	91

●1. Einleitung:

■1.1. Problemstellung

Die Sonographie gibt heute die Möglichkeit, die Struktur des Schilddrüsengewebes sichtbar zu machen und das Organ von umgebenden Strukturen abzugrenzen. Damit können ohne Belastung des Patienten durch Radioaktivität (Radionuklide) diffuse und herdförmige Veränderungen des Schilddrüsengewebes erkannt werden, zunächst ohne Zuordnung zu einem definierten Krankheitsprozeß.

Darüber hinaus ergeben sich durch die Kombination aus sonographischem Bild und verschiedenen Rechenverfahren Möglichkeiten, die Schilddrüsengröße zu ermitteln und Größenänderungen in ihrem Verlauf zu erkennen.

In dieser Arbeit soll durch ein geeignetes schnelles und einfaches Verfahren versucht werden, das Volumen sowohl der Schilddrüse als auch von umschriebenen herdförmigen Erkrankungen im Schilddrüsengewebe mit den gegebenen apparativen Voraussetzungen möglichst genau zu bestimmen.

■1.2. Bisherige Methoden zur Volumenbestimmung der Schilddrüse

Nachdem im Jahr 1942 zum ersten Mal radio-aktives Jod zur Therapie von Schilddrüsenerkrankheiten angewandt wurde (Hertz, Roberts, Hamilton und Evans, Lawrence) (46), stellte sich in der Folgezeit bei der Dosisberechnung sehr rasch das Problem der genauen Volumenbestimmung der Schilddrüse. Damals war dies nur durch vergleichende Messungen des Halsumfanges und durch Palpation (Soley et al. 1949, (62)) möglich, beides, wie sich später herausstellte, sehr ungenaue Methoden, da es bei der Palpation vor allem mit steigendem Volumen zu einer Zunahme von falschen, zu niedrigen Schätzwerten (Tannahill et al., (63)) und zu einer Überschätzung von kleinen Schilddrüsenvolumina kam (Lukas (36)).

Im Jahre 1952 versuchten Allan und Goodwin (1) als Erste, das Volumen der Schilddrüse durch ein Szintigramm zu ermitteln und in den folgenden Jahren nahmen mehrere Autoren diesen Gedanken auf. Hierzu sei vor allem die planimetrische Vermessung durch Himanka und Larsson 1955 (19) erwähnt (Abb. 1), wobei auch sie schon, ebenso wie Kelly (27) feststellten, daß diese Methode nicht sehr genau war. Dies ist bei der großen Variabilität der Schilddrüsenform vor allem auf die manchmal schwierig zu bestimmende Abgrenzung des Drüsenumrisses im Szintigramm (25, 36) und die fehlende Erfassung der Tiefenausdehnung zurückzuführen.

In einer späteren Arbeit von Igl et al. (25) wurde aus den erwähnten Gründen für diese szintigraphische Methode ein durchschnittlicher Fehler von $\pm 32\%$ und ein maximaler Fehler von $\pm 88\%$ im Vergleich mit dem sonographisch bestimmten Referenzvolumen gefunden.

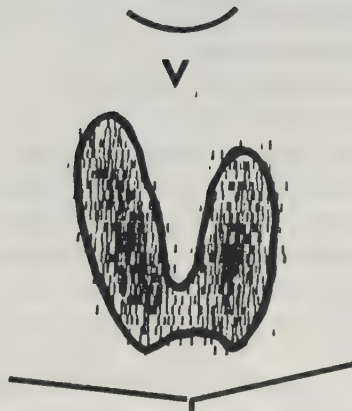


Abbildung 1: Volumenbestimmung der Schilddrüse mit dem Szintigramm nach Himanka und Larsson (19).

$$V = K (\sqrt{A})^3$$

oder, da $k = 0,33 \pm 0,66$ auch:

$$V = 1/3 (\sqrt{A})^3$$

V = Volumen der gesamten Schilddrüse

A = Planimetrisch ermittelte Fläche aus dem Szintigramm

k = Korrekturfaktor

Im Jahr 1966 schließlich wurde es mit Einführung der Ultraschalltechnik (A-Scan und bistabilen B-Bild) durch Yamakowa und Naito (69) sowie Fujimoto et al. (15) möglich, die Schilddrüse mittels der Sonographie zu untersuchen und das Volumen zu bestimmen.

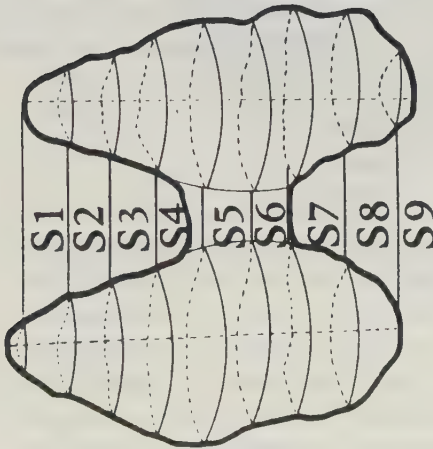
Im Vergleich zur Szintigraphie ergaben sich daraus wesentliche Vorteile:

- ° Man war nicht mehr von der Funktion d.h. der Fähigkeit des Schilddrüsengewebes zur Radionuklid-speicherung abhängig.
- ° Man konnte Tiefenausdehnung und Formunregelmäßigkeiten erkennen.
- ° Die Untersuchung war beliebig oft wiederholbar, nebenwirkungsfrei und nicht invasiv. (32)

In der Folgezeit versuchten verschiedene Autoren, sowohl aus der Kombination von Szintigramm und Sonogramm (z.B. Brown und Spencer, 1978 (6), als auch nur aus dem Sonogramm alleine (z.B. Rasmussen und Hjorth, 1974 (56)) das Volumen der Schilddrüse zu bestimmen. (7, 22, 23, 25, 33, 35, 40, 55, 56, 63)

Dabei entnahmen Brown und Spencer (6) in ihren Untersuchungen die Information über Breite und Tiefe aus dem Sonogramm, die Länge aus dem Szintigramm, berechneten mit einer Ellipsoidformel das Volumen und verglichen dieses mit der Masse der Schilddrüse nach Strumektomie.

Rasmussen und Hjorth (56) bestimmten durch Sonographie die maximalen kranio-kaudalen Ausdehnungen der Schilddrüsenlappen und legten senkrecht zu diesen Längsachsen im Abstand von 0,5 - 2 cm mindestens 5 Querschnitte. Durch Planimetrie und Summation dieser Querschnittsflächen ermittelten sie unter Einbeziehung eines Korrekturfaktors und der beiden kranial und kaudal gelegenen Halbkugeln das Volumen der Schilddrüse.



$$V = k \cdot S \cdot \sum_{i=1}^n F_i$$

Abbildung 2: Volumenbestimmung mit Serienschnitten am Beispiel der Schilddrüse (23):

- V = Organvolumen
- k = Korrekturfaktor (abhängig von der Kombination Ultraschallgerät/Kamera)
- S = Schnittabstand
- n = Anzahl der Schnitte
- F_i = Einzelflächen der Querschnitte
- S 1-9 = Umriße der Schnittbilder in 1 cm Abstand (schematisch)

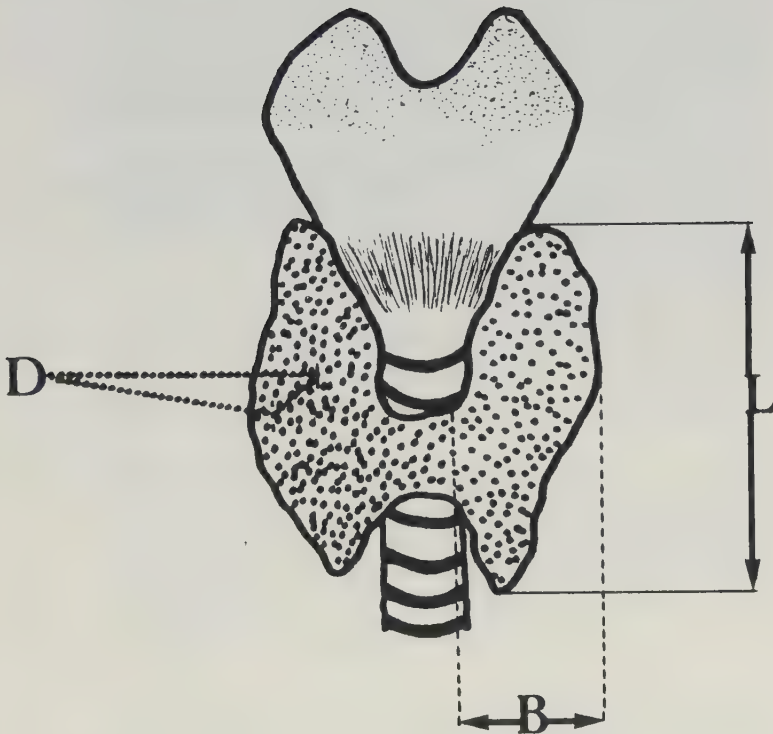
Igl et al. (23) vereinfachten 1980 diese Methode. Sie untersuchten in einer Versuchsreihe Schilddrüsen, indem sie mit einem Compound-Ultraschallgerät, dessen Schallkopf an einem Stativ befestigt war, in 1 cm Abstand quer zur Längsachse Serienschritte durch die Organe legten (Abbildung 2).

Die planimetrisch ermittelten Flächen F_i der Querschnitte wurden mit der Anzahl n der Schnitte und einem Korrekturfaktor k multipliziert und es ergab sich so das Organvolumen V :

$$V = k \times s \times \sum_{i=1}^n F_i$$

Zur Überprüfung der Genauigkeit der Methode wurden 10 Schweinenieren in gleicher Weise untersucht und deren wahres Volumen durch Wasserverdrängung bestimmt. Sie erzielten eine gute Genauigkeit mit einem maximalen Fehler von 11,8 % und einem Korrelationskoeffizienten von $r = 0,86$.

Da diese Methode mit einem Compoundgerät durchgeführt wurde und sehr zeitaufwendig ist, machte die Arbeitsgruppe um Brunn und Scriba 1981 (7) den Versuch mit der schnelleren und weniger aufwendigeren Real-Time-Technik, eine vereinfachte Methode zur Volumenbestimmung der Schilddrüse zu finden (Abbildung 3). Dabei wurden an 25 Leichen die Schilddrüsen sonographisch auf Länge, Breite und Dicke vermessen und die Längen der Achsen als Abwandlung des Rotationsellipsoidmodells mit $\frac{\pi}{6}$ multipliziert. Danach erfolgte die Sektion und die Vermessung der Achsen in situ. Nach Entnahme und Halbieren der Schilddrüsen an der Isthmusmitte wurde das wahre Volumen der Schilddrüsenlappen im Wasserbad bestimmt und mit dem sonographisch ermittelten Volumen verglichen. Brunn et al. erhielten auf diese Weise mit einem maximalen Fehler von 35 % und einem durchschnittlichen Fehler von 16 % das Volumen der Schilddrüse (Korrelationskoeffizient $r = 0,884$). Ein danach empirisch ermittelter



$$V = a \cdot b \cdot c \cdot \frac{\pi}{6}$$

$$\hat{=} \text{Länge} \cdot \text{Breite} \cdot \text{Dicke} \cdot \frac{\pi}{6}$$

Aber statt $\frac{\pi}{6}$:

Empirischer Faktor: $f = 0,479 \pm 0,105$

(Verbesserter Korrekturfaktor $\bar{\alpha} \pm s$)

Abbildung 3: Volumetrie der Schilddrüse nach dem Rotationsellipsoidmodell (7).

verbesserter Korrekturfaktor ergab sich mit $f = 0,479 \pm 0,105 (\bar{x} \pm s)$.

Ähnliche Fehlerwerte (31 % bzw. 16 %) fanden auch Igl et al. in einer Arbeit, in der sie mittels eines Real-Time Gerätes ebenfalls die 3 Achsen bestimmten und mit dem Faktor $F = 0,709$ multiplizierten. Die Bestimmung dieses Korrekturfaktors erfolgte ebenfalls empirisch unter Heranziehung eines sonographischen Referenzverfahrens (23).

●2. Physikalische Grundlagen

Im nun folgenden Teil dieser Arbeit soll auf die allgemeinen und grundlegenden physikalischen Begriffe des Ultraschalls und die verschiedenen Gerätetechniken eingegangen werden.

■2.1. Schallgrößen und Definitionen

Ultraschall bezeichnet eine Energieform aus mechanischen Schwingungen, deren Frequenz zwischen 1 und 10 MHz, das heißt jenseits der menschlichen Hörgrenze, liegt. Diese in der medizinischen Diagnostik angewendeten hochfrequenten Wellen sind ihrer Art nach Longitudinalwellen, sie führen also Schwingungen in ihrer Ausbreitungsrichtung aus.

Durch diese Schwingungen werden Teilchen in biologischen Medien periodisch abgebremst und beschleunigt, es entstehen somit Zonen unterschiedlicher Teilchendichte. Der kleinste Abstand gleichartiger Erregungszustände (z.B. der maximalen Dichte) wird als Wellenlänge λ bezeichnet.

Die Schwingungsdauer T ist die Zeit, die die Welle benötigt, um die Strecke λ zu überwinden, die Frequenz f gibt die Anzahl der Wellen an, die den gleichen Punkt pro Zeiteinheit passieren.

Somit ergibt sich für die Schall(-ausbreitungs-)geschwindigkeit c:

$$c = \frac{\lambda}{T} \quad \left(\frac{\text{m}}{\text{s}} \right) \quad (\text{Gl. 1})$$

bzw. da die Schwingungsdauer T auch als $\frac{1}{f}$ definiert ist, gilt für c auch:

$$c = \lambda \cdot f \quad \left(\frac{\text{m}}{\text{s}} \right) \quad (\text{Gl. 2})$$

In verschiedenen Geweben breiten sich die Ultraschallwellen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten aus, c ist daher von der Gewebedichte ρ im Ruhezustand und dem Elastizitätsmodul E dieses Gewebes abhängig:

$$c = \sqrt{\frac{E}{\rho}} \quad \left(\frac{\text{m}}{\text{s}} \right) \quad (\text{Gl. 3})$$

In einem homogenen Medium sind die Dichte ρ und die Schallgeschwindigkeit c Konstanten, so daß man das Produkt aus beiden als eine stoffspezifische Größe (Materialkonstante), auch akustischer Wellenwiderstand oder Impedanz Z genannt, definiert.

Es gilt somit:

$$Z = \rho \cdot c \quad \left(\frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \text{ s}} \right) \quad (\text{Gl. 4})$$

oder mit Gl. 3 auch:

$$Z = \frac{E}{c} \quad \left(\frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \text{ s}} \right) \quad (\text{Gl. 5})$$

■ 2.2. Physikalische Effekte

Die in ein Gewebe eindringende Ultraschallwelle wird durch Absorption, Reflexion, Brechung und Streuung verändert.

2.2.1. Absorption

Bei der Absorption wird die Schallenergie des Ultraschallstrahles durch Teilchenbewegung in Wärmeenergie umgewandelt. Die Intensität I des Schallstrahles nimmt mit zunehmender Laufwegstrecke x längs der Ausbreitungsrichtung exponentiell ab, so daß gilt:

$$I_x = I_0 \cdot e^{-2\mu x} \quad (\text{dB}) \quad (\text{Gl. 6})$$

I_0 = Anfangsintensität des Ultraschallstrahls
 I_x = Intensität des Ultraschallstrahls nach der
Wegstrecke x
 μ = Absorptionskoeffizient

Obgleich eine Auflösung bei höherer Frequenz besser wird, nimmt auch mit steigender Frequenz die Absorption exponentiell zu. Durch diesen Intensitätsverlust ist aber auch die Eindringtiefe des Ultraschallstrahls limitiert, so daß für die Untersuchung oberflächennaher Strukturen z.B. der Schilddrüse in der medizinischen Diagnostik Frequenzen von 5-8 MHz bevorzugt werden.

2.2.2. Reflexion

Für die weiteren physikalischen Effekte ist der Begriff der Grenzfläche von entscheidender Bedeutung. Eine solche Grenzfläche wird in einem biologischen System gebildet, wenn 2 Medien unterschiedliche Wellenwiderstände bzw. Impedanzen besitzen.

Trifft der Ultraschallstrahl auf eine glatte, ebene Grenzfläche auf, so tritt bei der durch die Grenzfläche gehenden Welle eine sprunghafte Änderung des Schalldruckes bzw. der Schallgeschwindigkeit auf. Aufgrund einer solchen Verängerung des Wellenfeldes wird ein Teil der einfallenden Ultraschallwelle im gleichen Winkel ($\alpha_1 = \alpha_2$) zurückreflektiert (Abbildung 4). Nach der Fresnel'schen Gleichung gilt für den Anteil der reflektierten (I_r) gegenüber der einfallenden Schallenergie (I_e), also für den Reflexionkoeffizienten R :

$$R \sim \frac{I_r}{I_e} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (Gl. 7)$$

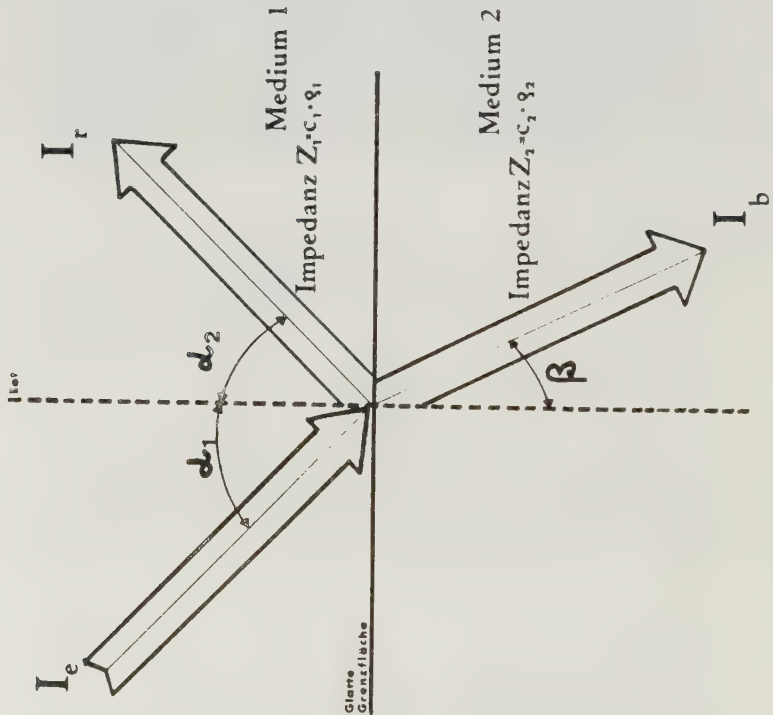


Abbildung 4: Reflexion und Brechung des Ultraschallstrahles an einer glatten, ebenen Grenzfläche. (71)

I_e = Einfallende Schallenergie
 I_r = Reflektierte Schallenergie
 I_b = Gebrochene Schallenergie

• Reflexion:

$$d_1 = d_2$$

• Brechung:

$$\sin \beta = \frac{c_1}{c_2} \sin d_1$$

• Reflexionskoeffizient R:

$$R \sim \frac{I_r}{I_e} = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2$$

Sind die akustischen Eigenschaften der beiden Medien nur wenig unterschiedlich (z.B. zwischen verschiedenen Weichteilen), so wird nur ein kleiner Teil der Schallenergie reflektiert, der größere Teil in das nächste Medium gebrochen und an der nächsten Grenzfläche z.T. wieder reflektiert u.s.w.

Besitzen 2 Medien aber sehr verschiedene Impedanzen z.B. Weichteilgewebe einerseits und Knochen oder gasgefüllte Hohlräume andererseits, wird der Reflexionskoeffizient R aus Gleichung 7 gleich oder annähernd 1, eine Totalreflexion und so eine Schallauslöschung sind die Folge (z.B. Trachea). Dahinterliegende Gewebe können somit mit Ultraschall nicht mehr untersucht werden (Abbildung 10).

Zusammenfassend heißt das also, das Echo an einer Grenzfläche ist um so größer, je mehr sich die Impedanzen vor und hinter dieser Grenzfläche unterscheiden (Impedanzsprung).

Es gibt solche Grenzflächen aber nicht nur an Organengrenzen, sondern auch innerhalb eines Gewebes. Am Beispiel der Schilddrüse verursacht der follikuläre Bau des Organs die sogenannten Binnenechos der gesunden Schilddrüse und ist für die sonographische Struktur des Organs verantwortlich. Follikel unterschiedlicher Größe, unterschiedlichen Kolloidgehaltes, bindegewebige Veränderungen, Cysten etc. verändern das Muster dieser Binnenechos durch die Charakteristik ihrer Grenzflächen. So lassen sich viele charakteristische Änderungen der Gewebetextur erkennen und zu bekannten Erkrankungen der Schilddrüse in Beziehung setzen.

In weichen biologischen Geweben bestehen aber, wie oben bereits erwähnt, nur geringe Impedanzunterschiede, was für das Echoprinzip bei der Ultraschalltechnik von entscheidender Bedeutung ist: Einerseits sind die zurückreflektierten Echos die Träger der Information, zum anderen wird der Schallimpuls an jeder Grenzfläche aber nur gering geschwächt, so daß auch Echos aus tieferen Gewebsschichten empfangen werden. Daher können viele hintereinandergelegene Grenzflächen analysiert werden.

2.2.3. Brechung:

Trifft eine Ultraschallwelle mit einem Winkel α_1 schräg auf eine glatte, ebene Grenzfläche auf, so wird ein Teil des Ultraschalls im gleichen Winkel α_2 (Einfallswinkel = Ausfallswinkel) als Echo zurückreflektiert, der größere Teil aber in einer neuen Wellenrichtung mit dem Winkel β in das 2. Medium gebrochen (Abbildung 4).

Für die neue Wellenrichtung gilt dann:

$$\sin \beta = \frac{c_1}{c_2} \sin \alpha \quad (\text{Gl. 8})$$

2.2.4. Streuung:

In den vorhergehenden Abschnitten war immer von den Reflexionsgesetzen für glatte Grenzflächen die Rede. Bei glatten Grenzflächen ist die Oberflächenrauigkeit gegenüber der Wellenlänge klein. Da man aber in biologischen Medien fast ausschließlich rauhe Grenzflächen findet, wird die Ultraschallwelle beim Auftreffen auf diese rauhen Flächen in Anteile aufge-

spalten, die in verschiedene Richtungen reflektiert werden; man nennt dies Streureflexion oder Streuung (Abbildung 5). Das bedeutet, daß nicht nur eine Reflexion erfolgt, die durch den zugehörigen Reflexionswinkel bestimmt wird, sondern die reflektierten bzw. gestreuten Echos des Schallstrahls befinden sich in einem kugelförmigen Bereich um die Reflexionsachse für glatte Grenzflächen.

Die Bedeutung dieser Kugelwelle liegt darin, daß auch schräg zur Einfallsrichtung des Ultraschallstrahls liegende oder gekrümmte Grenzflächen durch (allerdings schwächere) Echos dargestellt werden können.

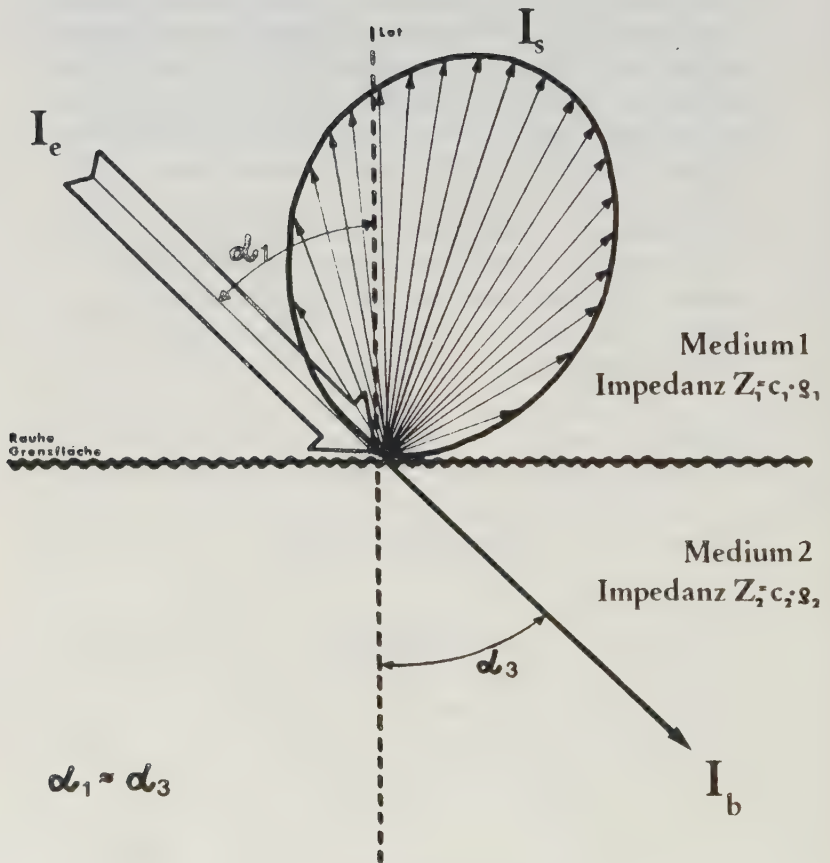


Abbildung 5: Streuung des Ultraschallstrahls an einer
rauen, ebenen Grenzfläche (40)

I_e = Einfallende Schallenergie

I_s = Gestreute Schallenergie (=Kugelwelle)

I_b = Gebrochene Schallenergie

■ 2.3. Ortsauflösung:

Außer von den vorher genannten Phänomenen wird die Qualität eines Ultraschallbildes noch von weiteren Faktoren bestimmt. So wird sie durch die erreichbare Auflösung, das heißt dem Mindestabstand zweier Punkte, die sich im Ultraschallbild noch getrennt unterscheiden lassen, begrenzt. Hierbei unterscheidet man die axiale von der lateralen Auflösung.

2.3.1. Axiale Auflösung:

Unter der axialen Auflösung Δs versteht man das Auflösungsvermögen zweier in Schallrichtung dicht benachbarter, reflektierender Objekte und deren Widergabe als zwei getrennte Bildpunkte. Die axiale Auflösung wird nur durch die Dauer des Impulses also der Schallwellenlänge λ bestimmt. (Abbildung 6).

Es muß für Δs somit gelten:

$$\Delta s > \lambda \text{ oder } > \frac{c}{f} \quad (\text{Gl. 9})$$

wobei die theoretisch kürzeste Impulsdauer T bei mindestens 2 Schwingungen, also einer Wellenlänge liegt. Da die Wellenlänge λ reziprok der Frequenz f ist, wird die axiale Auflösung, d.h. die Trennung zweier aufeinanderfolgender Grenzschichten mit höherer Ultraschallfrequenz besser. Diesem Vorteil für die Abbildungsqualität steht die mit höherer Schallfrequenz zunehmende Absorption und abnehmende Eindringtiefe entgegen. Aus diesem Grund verwendet man als Kompromiß bei der Ultraschalluntersuchung der Schilddrüse meistens eine Frequenz von 5 MHz

mit der sich ein gutes axiales Auflösungsvermögen von $\ll 1$ mm und eine genügend große Eindringtiefe bei möglichst geringer Absorption erzielen läßt.

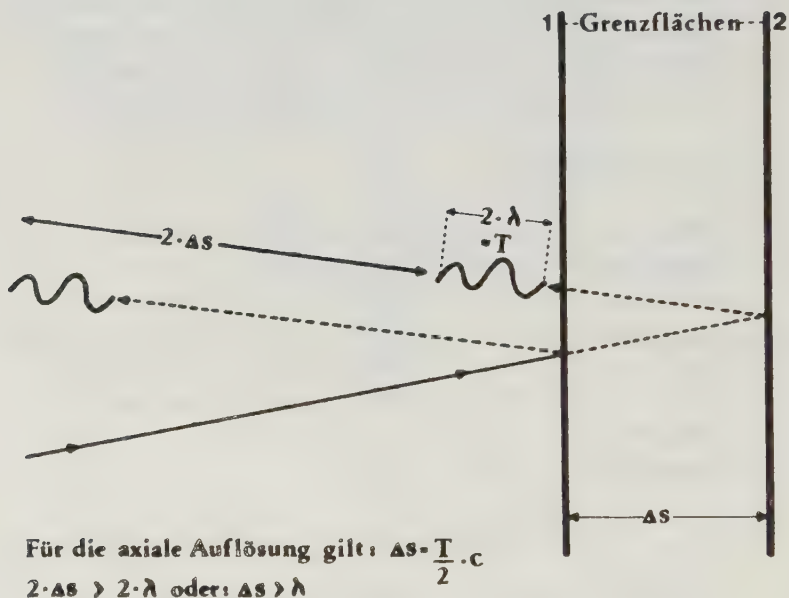


Abbildung 6: Zusammenhang zwischen axialer Auflösung Δs und der Länge eines einzelnen Echoimpulses T (31).
 c = Schallgeschwindigkeit

2.3.2. Laterale Auflösung:

Die laterale Auflösung Δx bezeichnet die Auflösungsfähigkeit zweier Punkte senkrecht zur Schallstrahlachse. Sie ist schlechter als die axiale Auflösung und vor allem von der Frequenz bzw. Wellenlänge sowie

der Breite des Ultraschallbündels abhängig, da 2 Punkte nur getrennt dargestellt werden, wenn ihr Abstand mindestens der Breite des Schallfeldes entspricht bzw. größer ist. Durch eine Fokussierung läßt sich eine laterale Auflösung von 2-4 mm erzielen.

■ 2.4. Schallfeld:

Der Durchmesser eines Ultraschallbündels ist jedoch nicht exakt definierbar, da die Energie am Strahlenrand stetig abfällt und der Strahl nicht sehr gut gebündelt ist. Mit zunehmendem Abstand von der Schallquelle weitet sich das Schallfeld immer mehr auf und läßt sich so in 3 Zonen, das Nahfeld, den Fokusbereich und das Fernfeld einteilen (Abbildung 7).

2.4.1. Nahfeld:

Das Nahfeld (= Fresnel-Zone= Interferenzfeld) bezeichnet den Bereich der Schwingeroberfläche mit dem Durchmesser $D = 2 \cdot x$ bis zum Fokus. Die Länge des Nahfeldes ist nach der Formel

$$N = \frac{D^2 - \lambda^2}{4 \cdot \lambda}$$

von der Wellenlänge und dem Durchmesser D des Schwingers abhängig. Hier kommt es aufgrund von ausgeprägten Interferenzen (Überlagerungen) und Beugungserscheinungen (Ablenkung der Welle aus deren geradliniger Ausbreitungsrichtung, ohne daß diese in ein Medium mit anderem Brechungsindex übergeht) zu Intensitätsmaxima und-minima, was eine verschlechterte Bildqualität bewirkt.

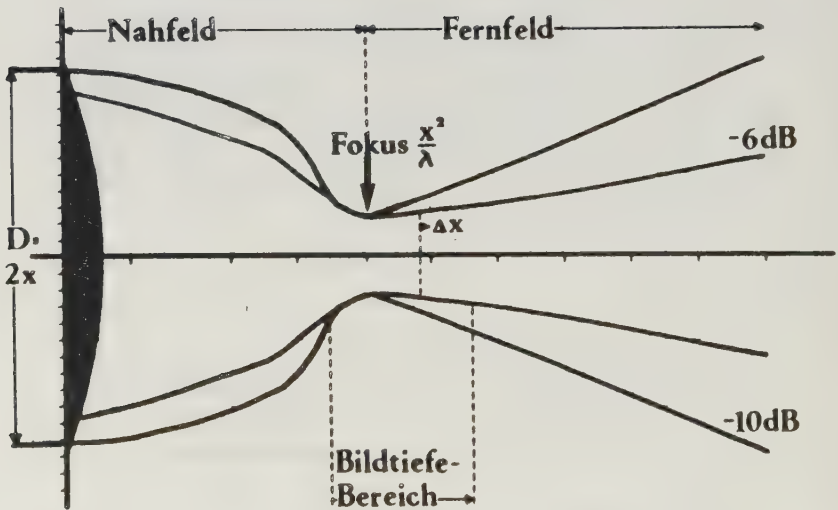


Abbildung 7: Ultraschallfeld eines fokussierten Schwingers (Schema)
 $D = 2x$: Durchmesser der Schwinger-
 oberfläche
 Δx : Laterale Auflösung

2.4.2. Fokus:

Am Übergang vom Nahfeld zum Fernfeld schließt sich eine Einschürungszone, der Fokusbereich (= Pseudofokus) mit einem Abstand von $\frac{x^2}{\lambda}$ von der Schwinger-berfläche und einem Durchmesser, der in etwa dem Radius x des Schwingerkristalls entspricht, an.

2.4.3. Fernfeld:

Ab dem Fokus schließlich weitet sich der Schallstrahl zum Fernfeld auf. Diese Divergenz ist um so geringer, je kleiner der Quotient $\frac{\lambda}{D}$ wird, da für den Divergenzwinkel α_0 gilt:

$$\sin \alpha_0 = \frac{\lambda}{D} \quad (\text{Gl. 11})$$

Bei einem vergrößerten Durchmesser D des Schwingerkristalls und einer kleineren Wellenlänge bzw. höheren Frequenz wird zwar das Strahlenbündel verschmälert, was eine Verbesserung der lateralen Auflösung ΔX nach sich zieht, zugleich aber verlängert sich das Nahfeld und die störenden Interferenzen werden stärker.

Durch verschiedene Methoden wird nun versucht, den Bildtiefenbereich, also das zu untersuchende Objekt in die Umgebung des Fokus bzw. den Anfangsteil des Fernfeldes zu legen, um die störenden Interferenzen des Nahfeldes auszuschalten.

Vor allem geschieht dies durch verschiedene Fokussierungsverfahren (z.B. durch eine konkave Schwingeroberfläche oder elektronische Fokussierer), wodurch das Nahfeld verkürzt und konvergiert und der Schallstrahl gebündelt wird, so daß sich die laterale Auflösung ΔX verbessert.

Zum anderen legt man das Nahfeld durch einen Wasser-
vorlauf vor die eigentliche Meßstrecke und schaltet
so die Nahfeldinterferenzen zum größten Teil aus (siehe
auch Kapitel 5.2.).

(26, 33, 37, 38, 40, 65)

●3. Gerätetechnik:

■3.1. Ultraschallerzeugung:

Zur Erzeugung der in der Ultraschalldiagnostik angewendeten hohen Frequenzen werden polar gebaute Kristalle mit unsymmetrischem Kristallgitter z.B. aus Bariumtitanat oder Lithiumniobat verwendet. Man macht sich dabei den Piezoeffekt (Currie 1880) eines solchen Kristalls zunutze: Beim Anlegen einer sinusförmigen elektrischen Spannung ändert dieser entsprechend der Frequenz seine Dicke und sendet mechanische Schwingungen aus, man spricht vom umgekehrten piezoelektrischen Effekt.

Der gleiche Kristall kann aber auch als Empfänger für die reflektierten Schallwellen dienen: Die auf das Kristallplättchen auftreffenden Wellen bewirken mechanische Verformungen und Ladungsverschiebungen, die man als elektrische Spannung abgreifen kann = direkter piezoelektrischer Effekt.

Im Sinn eines elektromechanischen Wandlers sendet dieser piezoelektrische Kristall einen Wellenimpuls ($\mu\text{sec.}$) aus und empfängt kurz danach (msec.) den reflektierten Anteil des Ultraschallimpulses, wobei durch einen Oszillographen die Zeit gemessen wird, die das Echo zurück zum Kristall benötigt hat.

■3.2. Ultraschallbildverfahren:

Durch diese Oszillographenröhre wird auch die Intensität des aus dem Gewebe zurückreflektierten Schallechos gemessen. Um das empfangene Echo sichtbar zu machen, bedient man sich in der Sonographie vor allem zweier Methoden, dem A- und dem B-Bild.

Auf zwei weitere Methoden, das TM-Bild und das Doppler-Verfahren, die vor allem in der Gefäß- und Herz-, nicht aber in der Schilddrüsendiagnostik angewandt werden, soll an dieser Stelle nicht eingegangen werden.

3.2.1. A-Bild:

Beim A-Bild (A-scan) handelt es sich um ein ein-dimensionales Ultraschallverfahren, bei dem der Elektronenstrahl entsprechend seinem Echo ausge-lenkt wird, d.h., das Echo wird amplitudenmodu-liert über der Ausbreitungszeit aufgetragen. Je stärker der empfangene Impuls ist, desto höher wird somit die Auslenkung des Elektronenstrahls sein. Praktische Bedeutung hat diese Methode vor allem bei der Untersuchung der Orbita.

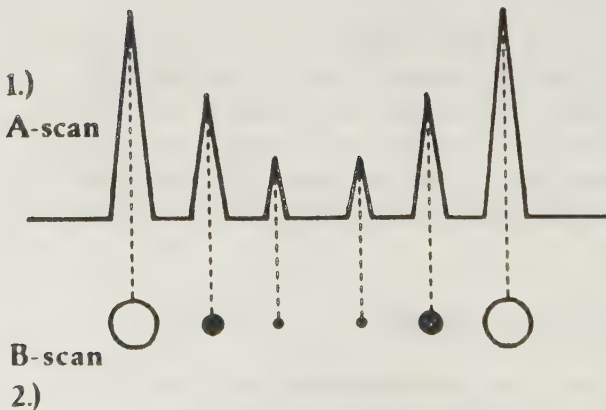


Abbildung 8: Gleiche Echoinformation in

- 1.) amplitudenmodulierter und
- 2.) helligkeitsmodulierter Form.

3.2.2. B-Bild:

Bei den modernen und heute gebräuchlichen Ultraschallgeräten wie sie in der inneren Medizin, Gynäkologie und Urologie verwendet werden, kommt jedoch das zweidimensionale B-Bild (B-scan)-Verfahren zur Anwendung: Bei dieser Modulationsart wird das zu untersuchende Gewebe zeilenweise abgetastet, d.h. jeder einzelne Ultraschallstrahl entspricht einer Bildzeile des B-Bildes, so daß ganze Schnittebenen dargestellt werden können. Die Echoinformation wird dabei helligkeitsmoduliert (brightness modulation) über der Ausbreitungszeit aufgetragen, wobei der Bildpunkt um so heller ist, je stärker das Echo war (Grauwertdarstellung).

Das B-Bild-Verfahren selbst läßt sich nach der für den Bildaufbau benötigten Zeit (Compound-Contact- und Real-Time-Verfahren) und nach der Art der Abtastbewegung (Parallel- und Sektorscan bei der Real-Time-Technik) unterteilen.
(10, 33, 37, 38, 40).

3.2.2.1. Compound-Contact-Verfahren:

Bei diesem Verfahren wird der Aufbau des Graubildes durch manuelle Bewegung des Schallkopfes über das Untersuchungsgebiet Zeile für Zeile erreicht, wodurch der Bildaufbau auf dem Bildschirm einer Speicherröhre eine bis mehrere Sekunden dauert.

- ° Vorteile: Hohes Maß an Auflösung und Graustufung, Bildausschnitte und deren Vergrößerung möglich, durch kleinen Schallkopf gute Ankopplung an die Halskontur
- ° Nachteile: Aufwendige Bedienungstechnik und langsame Bildfolge bedingen eine längere Untersuchungsdauer

3.2.2.2. Real-Time-Verfahren:

Bei diesem Verfahren erfolgt der Bildaufbau durch mechanische oder elektronische Abtastung schnell und automatisch mit 15-30 Einzelbildern pro Sekunde.

- ° Vorteile : Schneller und automatischer Bildaufbau,
kontinuierlicher Untersuchungsablauf
Suche von lokalisierten Veränderungen
erleichtert
Gute Auflösung bei ausreichender Graustufung
- ° Nachteile : Durch größeren Schallkopf am gekrümmten Hals Ankopplungsschwierigkeiten → Wasservorlauf nötig (siehe Kapitel 5.2.)

●4. Ultraschalldiagnostik der Schilddrüse:

■4.1. Impuls-Echo-Verfahren am Beispiel der Schilddrüse

Als Zusammenfassung der vorhergehenden Abschnitte soll hier noch einmal das in der heutigen Ultraschalldiagnostik der Schilddrüse fast ausschließlich angewandte Impuls-Echo-Verfahren im B-Bild erläutert werden (Abbildung 9).

Der im Schallkopf untergebrachte Piezoelektrische Kristall sendet kurze, hochfrequente Wellenimpulse in das zu untersuchende Gewebe aus, wobei hier vereinfacht zuerst nur einer dieser Impulse betrachtet werden soll.

Dieser durchdringt mehr oder weniger ungehindert mit Schallgeschwindigkeit die Wasservorlaufstrecke und trifft auf die Hautoberfläche auf. Ein geringer Teil des Impulses wird hier am Übergang zwischen Haut und Halsmuskulatur reflektiert, gelangt als Echo (1) zu dem inzwischen auf Empfang geschalteten Schallkopf zurück und erzeugt auf dem Monitor einen je nach Echostärke helligkeitsmodulierten Leuchtpunkt.

Inzwischen aber wurde der weitaus größere Teil in die darunterliegende Halsmuskulatur transmittiert. Da in der Muskulatur relativ wenige Binnenechos entstehen, wird die nächste Grenzfläche am Übergang zwischen Muskulatur und Schilddrüse wieder einen Teil des Schallimpulses als Echo (2) reflektieren.

Der größere, gebrochene Anteil dringt in die Schilddrüse ein, wobei an den Grenzflächen innerhalb der Drüse viele Binnenechos entstehen, die für die sono-

graphische Struktur des Organs verantwortlich sind und es erlauben, das (gesunde) Schilddrüsengewebe gut vom umgebenden Gewebe abzugrenzen.

Der Abschluß der Schilddrüse zu der prävertebralen Muskulatur schließlich bildet die nächste Grenzfläche, an der wiederum ein Teil des Schallimpulses reflektiert wird, der sich als dem Echo (3) entsprechender Lichtpunkt auf dem Monitor darstellt.

Tiefer gelegene Gewebe können durch die den Impuls schwächenden Faktoren (Absorption, Streuung, Divergenz des Schallstrahls etc.) und der, in der Diagnostik der Schilddrüse oft angewendeten Frequenz von 5 MHz, kaum mehr dargestellt werden (limitierte Eindringtiefe).

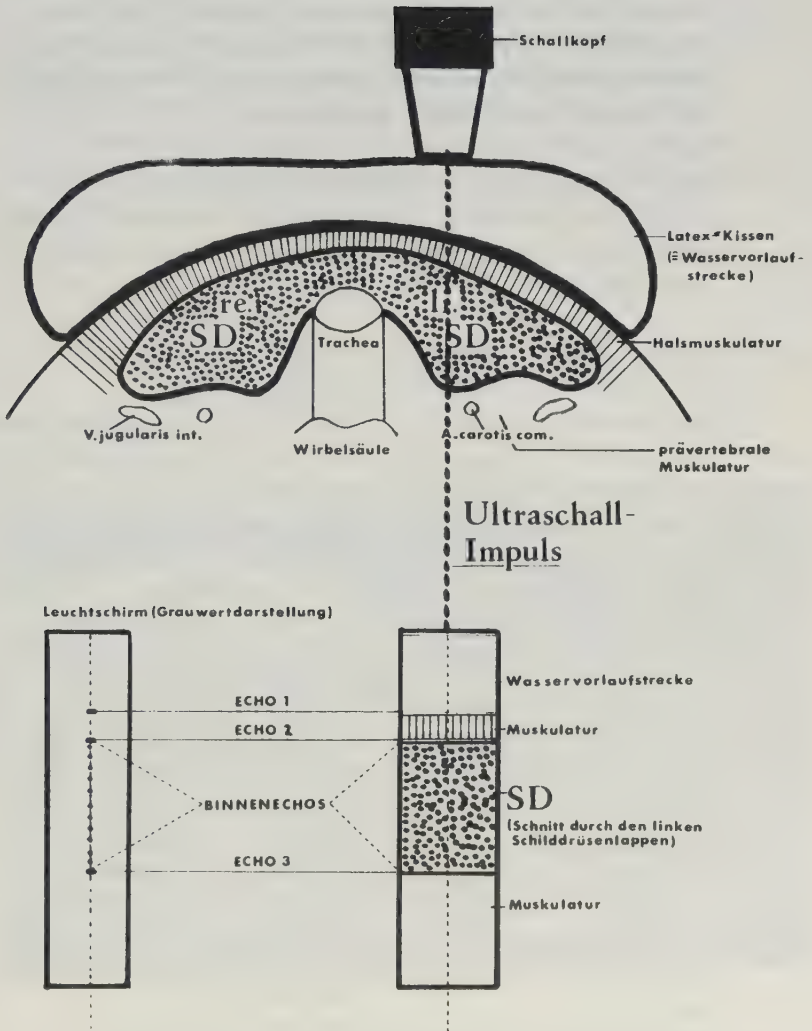


Abbildung 9: Schematische Darstellung des Impuls-Echo-Verfahrens an der Schilddrüse

■4.2. Die Schilddrüse im Ultraschallbild

Da jedoch beim B-Bild-Verfahren nicht nur ein Schallstrahl in das Gewebe eindringt, sondern ein ganzes Strahlenbündel (wobei jeder Einzelstrahl einer Zeile des B-Bildes entspricht) lassen sich Schnittebenen der ganzen Schilddrüse darstellen.

Im folgenden soll nun anhand von Quer- und Längsschnitt das normale sonographische Bild der vorderen Halsregion aufgezeigt werden (siehe hierzu auch Abbildung 9).

4.2.1. Querschnitt

Im Querschnitt (Abbildung 10) zeigt sich die Schilddrüse als ein Organ, das aus zwei symetrisch angelegten, birnenförmigen Lappen, die über einen schmalen Isthmus miteinander verbunden sind, besteht, wobei die beiden Lappen dabei die Trachea hufeisenförmig umschließen.

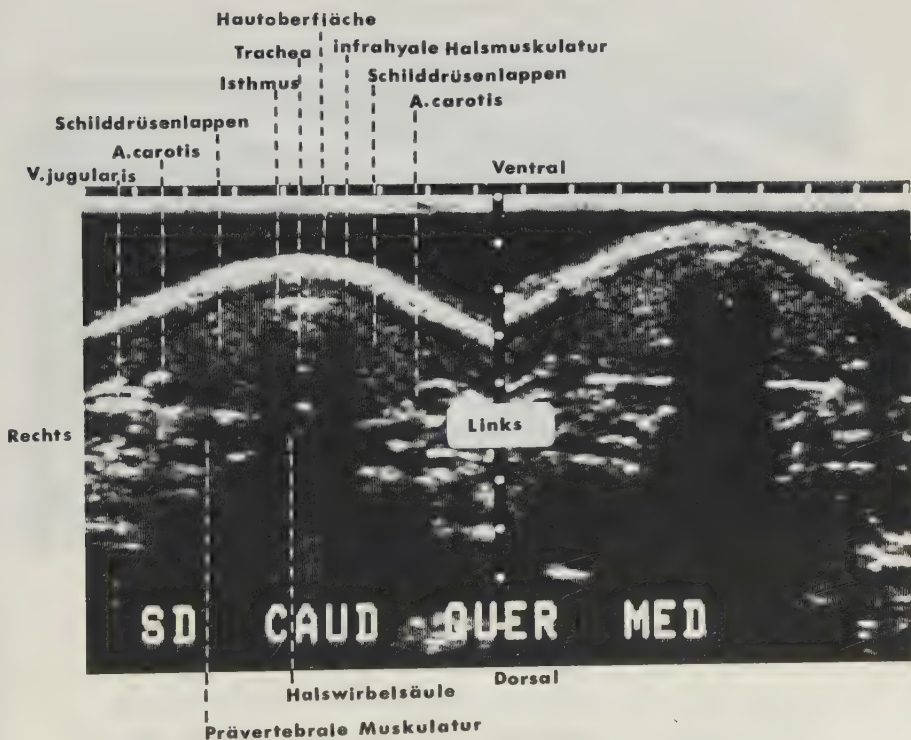
An der Trachea selbst kommt es an der Grenzfläche zur Luft hin zu einer Totalreflexion, so daß sich der Ösophagus durch den Schallschatten (mit vielen Artefakten im Trachealumen) nicht darstellen läßt.

Vor der Schilddrüse mit ihrer reflexstarken Binnenstruktur erkennt man unter der Haut die echoarme infrahyale Halsmuskulatur mit den Mm. sternothyreoidei und sternohyoidei (evtl. Mm. omohyoidei), ventrolateral davon stellt sich der M. sternocleidomastoideus dar.

Dorsolateral gelegen sieht man die pulsierende A. carotis communis (medial) und die meist kollabierte

V. jugularis interna (lateral). Nach dorsal hin lassen sich die Mm. longi collis und die prävertebrale Muskulatur abgrenzen.

Das gesunde Schilddrüsengewebe selbst zeigt eine charakteristische feingranulierte Echostruktur mit homogen über die Drüse verteilten, gleichmäßig dichten Echos mittelstarker Intensität und läßt sich so gut von dem oben erwähnten umgebenden Gewebe mit anderem akustischen Verhalten abgrenzen (8, 38, 50).



Abbildungung 10: Ultraschallbild einer normalen Schilddrüse im Querschnitt

4.2.2. Längsschnitt

Im longitudinalen Ultraschallschnittbild (Abbildung 11) erkennt man unter der Hautoberfläche einen schmalen Streifen echoarmer Halsmuskulatur. Unter dem Schilddrüsengewebe sieht man den dorsal gelegenen M. longus colli. Man kann auch die längsangeschnittenen großen Halsgefäße und die Querfortsätze der Wirbelsäule darstellen.

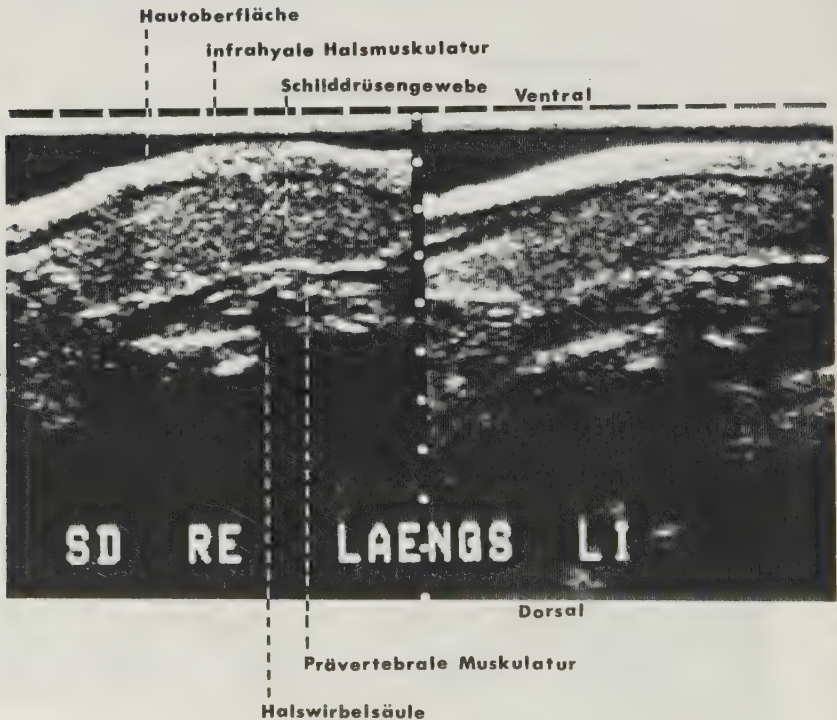


Abbildung 11: Längsschnitt durch eine normale Schilddrüse

4.2.3. Pathologische Befunde

Abweichend vom normalen Bild der Schilddrüse lassen sich im Sonogramm eine Reihe von diffusen und lokalen Veränderungen der Drüse durch typische Veränderungen des Echomusters erkennen. Typische Befunde lassen eine Verdachtsdiagnose formulieren, die durch gezielten Einsatz ergänzender Untersuchungsmethoden zu erhärten sind.

Man unterteilt hierbei diffuse und umschriebene Veränderungen der Schilddrüse. In die erste Gruppe gehören unter anderem die Befunde bei Autoimmuntyreoiditis, Struma diffusa und Morbus Basedow. Umschriebene knotige Veränderungen finden wir beim autonomen Adenom, bei der subakuten Thyreoiditis de Quervain, bei Malignomen, bei der Struma nodosa, bei blanden (benignen) Solitärknoten und Zysten.

Obgleich durch viele Autoren versucht wurde, jeder dieser Krankheiten ein spezifisches Echomuster zuzuordnen (8, 12, 16, 45, 51), findet man bei einer Reihe der Erkrankungen oft keine einheitlichen Bilder und es wechseln echofreie bis -reiche Bezirke mit regressiven Veränderungen wie zystische Degenerationen (evtl. auch mit Einblutungen) oder Verkalkungen. Darüber hinaus haben verschiedene Schilddrüsenerkrankheiten u.U. ein gleichartig von der Norm abweichendes sonographisches Bild. Ein wichtiges Beispiel ist die verminderte Echodichte in Schilddrüsenknoten von sowohl gutartiger als auch bösartiger Histologie (follikuläres Adenom bzw. follikuläres Karzinom). Eine Krankheitszuordnung alleine aus dem Sonogramm ist daher unmöglich. Biochemische Parameter, die Anfertigung eines Szintigrammes, Punktion und zytologische Untersuchungen sind daher weiterhin erforderlich. Die

Sonographie ist also eine zu den etablierten Verfahren komplementäre morphologische Methode, die der exakteren Auswahl von z.B. szintigraphiebedürftigen und punktionswürdigen Befunden dient. Allein die Zyste, die sich zum normalen Schilddrüsengewebe hin als scharf umschriebenes, akustisch "leeres" Areal ohne Binnenechos abgrenzt und oft eine durch die Zystenflüssigkeit verursachte dorsale Schallverstärkung zeigt, läßt in den meisten Fällen eine sichere Diagnose nur aus dem Sonogramm zu (siehe auch Abbildung 22).

(2, 4, 11, 13, 14, 24, 39, 47, 62, 67, 68)

●5. Apparative Voraussetzungen:

■5.1. Ultraschallgerät

Für sämtliche Untersuchungen in dieser Arbeit zur Volumenbestimmung der Schilddrüse wurde das Real-Time-Ultraschallgerät Imager 2380 der Firma Siemens verwendet. Der Scanner verfügt über elektronische Fokussierung sowie einen Digitalspeicher mit 64 Graustufen und 128 x 256 Bildpunkten für eine sehr gute Bildqualität (Bildfrequenz 25 Bilder pro Sekunde, weitere technische Daten des Ultraschallgerätes sind in der Tabelle auf Seite 37 aufgeführt). Mit diesem digitalen Bildspeicher ist es möglich, das Bild festzuhalten ("einzufrieren"), über eine am Gerät befindliche Kleinbildkamera kann eine Fotodokumentation erfolgen.

Da das Gerät im Klinikbereich häufig für die Untersuchung der oberflächlich gelegenen Schilddrüse verwendet wird, ist es mit einem 5 Mhz-Schallapplikator (Siemens Phosonic Series 2000), der eine genügend große Eindringtiefe bei gleichzeitig sehr hohem Auflösungsvermögen bietet, ausgerüstet.

Das Ultraschallgerät selbst enthält auch eine Meßeinrichtung, mit der sich verschiedene Parameter bestimmen lassen (Abbildung 12):

- ° So kann durch 2 Kreuze markiert eine bestimmte Distanz D zwischen diesen beiden Markierungen gemessen werden (Angabe in mm, Messgenauigkeit gemäß Firmenangabe $\pm 0,5 \%$). Die Messung der Strecke ist dabei unabhängig vom gewählten Vergrößerungsmaßstab und bezieht sich auf eine mittlere Ausbreitungsgeschwindigkeit von 1540 m/s.

- ° Bei dem zweidimensionalen Ultraschallschnittbild lassen sich durch Umfahren der Umrisslinie mit der Meßeinrichtung automatisch die Umfangslänge L (in mm) und die Fläche A (in cm²) bestimmen. Die Flächenberechnung des Schnittbildes erfolgt dabei nach der Formel für Ellipsen- bzw. Kreisflächen:

$$A_E = a \cdot b \cdot \pi \quad \text{bzw.} \quad A_K = r^2 \cdot \pi \quad (\text{Gl. 12})$$

- ° Davon ausgehend können, wieder durch 2 Kreuze gekennzeichnet, beliebige Achsen gelegt werden, um die das Gerät das gespeicherte Schnittbild rotieren läßt.

Durch einen integrierten Kleinrechner wird nach dem Prinzip eines Rotationsellipsoiden das Volumen V (in cm³) berechnet.

Die hierzu gültige Formel nach der diese Berechnung erfolgt lautet:

$$V_E = a \cdot b^2 \cdot \frac{\pi}{6} \quad \text{bzw.} \quad V_E = a \cdot b \cdot c \cdot \frac{\pi}{6} \quad (\text{Gl. 13})$$

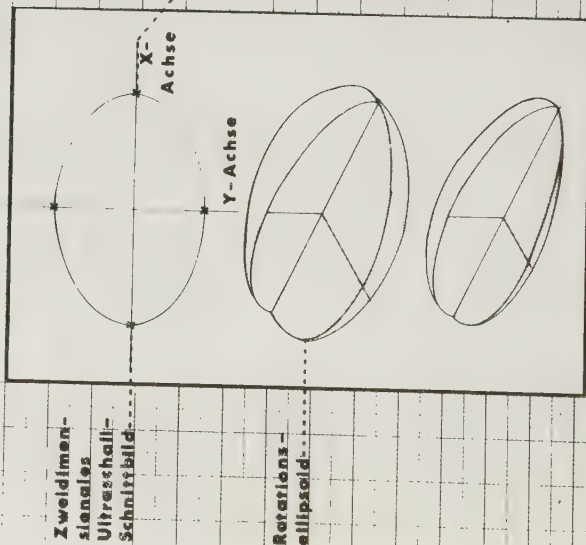
Bei Formen des Querschnittes, die von der des Kreises abweichen, ist natürlich die Lage der gewählten (Symmetrie-)Achse ausschlaggebend für das berechnete Volumen, so daß z.B. bei gleicher Schnittfläche die Rotation einer Ellipse (Abbildung 12) um die x-Achse ein anderes Volumen als die Rotation um die y-Achse ergibt.

Technische Daten des Real-Time-Ultraschallgerätes
Siemens Imager 2380 und Schallkopf Siemens Pho
Sonic Series 2000:

Ultraschallapplikator:	Lineares Multielement Array
Frequenz:	5 MHz
Scanlänge:	85 mm
Abbildungstiefe:	150/75 mm
Laterales Auflösungsvermögen Δx :	≤ 2 mm
Axiale Auflösung Δs :	$\leq 0,5$ mm
Bildspeicher (Digital):	128 x 256 x 6 bit/Bild
Bildfrequenz:	25 Bilder/sec.
Vergrößerung:	2 x bei 75 mm Abbildungstiefe und wählbarem Bildausschnitt
Ultraschallintensität:	Reduzierbar in 8 Stufen von 0-26dB
Sendefoki bei 5 MHz:	F_1 : 24 mm F_2 : 45 mm F_3 : 67 mm
Empfangsfoki:	Dynamisch fokussiert
Tiefenausgleich (DGC):	Near: 0-60 dB Slope: 0-10 dB/cm Far: 0-60 dB
Preprocessing:	Flankenversteilerung in (variable Echobreite) drei Stufen
Postprocessing:	3 Programme
Meßeinrichtung (B-Mode):	Rechenprogramm für Distanz, Umfang, Fläche, Volumen, Verhältnis
Zusatzausstattung:	Kleinbildkamera für Foto- dokumentation, vergrößerter Parallelmonitor

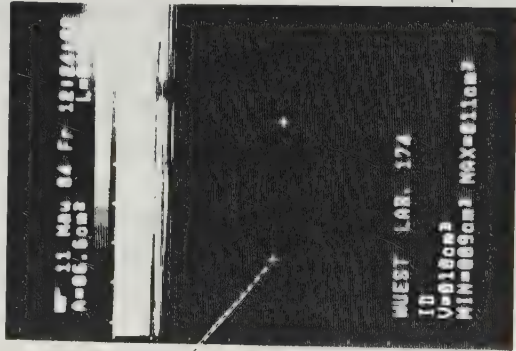
Volumetrie: Schema

• Ultraschallbild



Zweidimensionales
Ultraschall-Schnittbild

Rotations-
ellipsoid



Fläche / Umfangslänge

Volumen

Abbildung 12: Schematische Darstellung zur Volumenbestimmung mit dem Real-Time-Ultraschallgerät "Siemens Imager 2380"

A= Fläche des zweidimensionalen Schnittbildes (in cm^2)

L= Umfangslänge (mm)

V= Volumen des Rotationsellipsoids (cm^3)

■ 5.2. Wasservorlaufstrecke:

Es ergibt sich bei der dicht unter der Haut liegenden Schilddrüse im Ultraschallbild durch vorgelagerte Weichteile das Problem des Verlustes der Anfangsstrecke, so daß dieses oberflächliche Organ im Nahfeld liegt und daher nicht vollständig beurteilt werden kann. Aus diesem Grund verwendet man einen im nahen Bereich fokussierenden Transducer sowie zur Vergrößerung der Distanz zwischen Schallkopf und Organ eine Wasservorlaufstrecke. Diese Wasserverlaufstrecke bietet mehrere Vorteile:

- ° Bei einer Schallkopflänge von in unserem Falle 8,5 cm, ergeben sich am gekrümmten Hals vor allem beim Beschallen im Querschnitt Ankopplungsschwierigkeiten oder das Bild erfaßt nur einen Teil der Schilddrüse. Durch die Wasservorlaufstrecke wird aber eine bessere Ankoppelung des geraden und starren Schallkopfes an die Halskontur erreicht.

Die Verbindung zwischen Schallkopf und Wasservorlaufstrecke einerseits und der Hautoberfläche des Halses andererseits wird mit einem Kontaktgel als Kopplungsmittel (z.B. Aquasonic 100, das in etwa den gleichen akustischen Widerstand wie das Körpergewebe besitzt) erreicht, wodurch dünne Luftschichten, die ungewollte Reflexionen des Ultraschalls und eine verschlechterte Bildqualität verursachen würden, vermieden werden.

- ° Durch die Wasservorlaufstrecke wird die zu untersuchende Schilddrüse vom Nah- in den Anfangsteil des Fernfeldes (Kapitel 2.4.) gelegt, wodurch sich die im Hals oberflächlich gelegenen Anteile besser beurteilen lassen und die störenden Interferenz- und Beugungserscheinungen des Nahfeldes weitgehend vermieden werden.

Das zu untersuchende Objekt in den Anfang des Fernfeldes zu verlegen, hat auch noch den Vorteil, daß in diesem Bereich die Breite des Ultraschallstrahles über eine längere Strecke annähernd konstant ist, was wiederum der lateralen Auflösung zugutekommt.

- ° Schließlich wird durch die Wasservorlaufstrecke der Druck des Schallkopfes auf den Hals vermindert, wodurch Weichteilverschiebungen vermieden werden.

Aus den vorher aufgeführten Gründen wurden für Teile dieser Arbeit und den späteren Klinikbetrieb verschiedene Arten von Wasservorlaufstrecken entworfen und erprobt.

Vorab schied die von verschiedenen Autoren (3, 58) verwendete Lösung eines oben offenen Wasserbeckens, unter dem der zu untersuchende Patient liegt und in dem der Schallkopf geführt wird, vor allem aufgrund der Wasserempfindlichkeit unseres Schallapplikators aus.

Die Herstellung eines Kissens aus Schlauchfolien (Materialstärke 0,05 und 0,1 mm) brachte durch die ungenügende Anschmiegsamkeit des Materials und die vielen, schlecht austreichbaren Falten (verursacht durch den Kehlkopf etc.) bedingt, nicht das gewünschte Ergebnis. Der Faltenwurf konnte auch durch verschiedene Kissenformen (z.B. "Fliegenform" ) kaum reduziert werden.

Nach Austestung verschiedener anderer Materialien zeigte sich, daß Latexplatten mit einer Materialstärke von 0,2 mm die für eine Wasservorlaufstrecke günstigsten Eigenschaften aufwiesen. Das Material ist sehr gut dehnbar und anschmiegsam sowie gegen

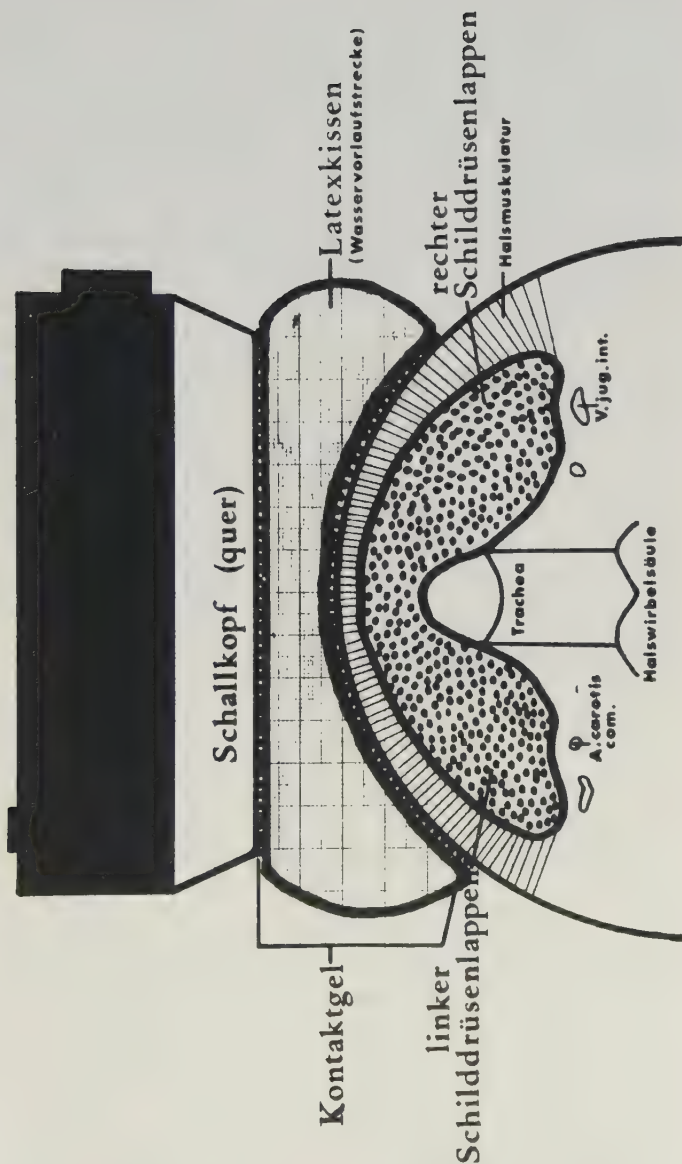


Abbildung 13: Verbesserung der Ankoppelung zwischen dem geraden Schallkopf und der gekrümmten Halsoberfläche

viele Mittel (z.B. Sprühdeseinfektions-, Reinigungsmittel etc.) unempfindlich. Die nachteiligen, beim Auflegen des Kissens entstehenden Falten lassen sich relativ leicht ausstreichen. Bei der Untersuchung schwächt das Kissen den mit dem Schallkopf ausgeübten Druck ab, so daß das Beschallen mit diesem weichen Kissen vom Patienten als angenehmer empfunden wird.

Zur Herstellung des Beutels wurde die Latexplatte vorher gereinigt (Entfernen von Talkum, Fett etc.) und anschließend auf einem Spannrahmen fixiert. Die Latexränder wurden dann mit Gummilösung bestrichen und der Rahmen geschlossen. An einer Stelle wurde ein feiner Latexschlauch für die spätere Füllung des Kissens mit eingeklebt. Als Füllung verwendeten wir ein Gemisch aus vorher abgekochter und danach entgaster NaCl-Lösung und Glycerin. Das Glycerin soll der Erhöhung der Viskosität dienen, die Verwendung von 0,9 %iger NaCl-Lösung allein erwies sich in der Folge aber ebenfalls als ausreichend. Die Lösung wird dann im heißen Zustand in den Beutel gefüllt und dieser mit einer kleinen und leichten Kunststoffklemme verschlossen.

Trotz sorgfältiger Verarbeitung läßt sich ein nachträgliches Ausgasen der Füllung nicht ganz vermeiden, wodurch in der Lösung Luftblasen entstehen, die wiederum zu Artefakten im Ultraschallbild führen. Aus diesem Grund müssen die Blasen von Zeit zu Zeit über den Schlauch abgezogen oder der geöffnete Beutel für einige Stunden in einem unter Vakuum stehenden Exsikkator gelegt werden. Einige Autoren (z.B. Britten (5)) schlagen vor, diese Blasen zu belassen, eine in der Praxis unseres Erachtens nach

nicht sehr günstige Lösung, da diese oft zu "micro-bubbles" zerfallen, die wiederum zu Störungen im Untersuchungsablauf und verschlechterter Bildqualität führen.

Schließlich erprobten wir die von der Firma Siemens empfohlene Wasservorlaufstrecke, ein mit Flüssigkeit gefüllter kleiner Beutel, der mit einem Rahmen auf den Schallkopf geschoben wird. Im allgemeinen Ambulanzbetrieb war diese Möglichkeit aber sehr umständlich zu handhaben und damit nicht anwendbar. Das gleiche galt auch für eine von der Firma Toshiba Medical Systems angebotene hochvisköse Gelmasse, die zudem unangenehm für den Patienten und als empfohlenes Einmalmaterial zu teuer war.

(3, 5, 58, 70)

● 6. Methodik:

■ 6.1. Phantomuntersuchungen:

6.1.1. Bestimmung der Meßgrößen

Die Voruntersuchungen zu dieser Arbeit, bei denen definierte Achsen durch das Untersuchungsobjekt gelegt, ein Korrekturfaktor zur genaueren Berechnung bestimmt, oder ein anderes geeignetes Verfahren zu einer genaueren Volumetrie der Schilddrüse gefunden werden sollte, wurden an 15 Schilddrüsenlappen von Schlachtvieh durchgeführt. Die vorher großzügig aus dem schlachtfrischen Halspaket ausgeschnittenen Schilddrüsen wurden am gleichen Tag im Labor sauber freipräpariert und von umgebenden Bindegewebe und Blutgefäßen befreit. Anschließend wurden die Lappen in ihrer Längsachse mit zwei kleinen Nadeln als Orientierungshilfen markiert und zur Konservierung jeweils unter Zusatz von 0,2 g % Na-Acid in einem mit entgaster 0,9%iger Na-Cl-Lösung gefüllten durchsichtigen Beutel eingeschweißt. Die Beutel selbst wurden für die Untersuchung auf einer Styroporunterlage fixiert.

Bei der Vermessung der einzelnen Schilddrüsenlappen wurde dann wie folgt vorgegangen:

Von jedem Lappen wurde mittels Ultraschall je der größte Längs- und Querschnitt gesucht. An diesem jeweils zweidimensionalen Schnittbild wurden folgende Meßgrößen bestimmt (siehe auch Kapitel 5.1.):

- ° Länge und Breite des Schnittbildes (in mm)
- ° Umfangslänge L (in mm)
- ° Fläche des Schnittes (in cm^2)
- ° Volumen der Rotationsellipsoide (in cm^3)
Angabe von Minima und Maxima (bei Rotation der kleineren bzw. größeren Teilfläche) mit Hilfe des im Gerät enthaltenen Rechenprogrammes

Zur Bestimmung der Volumina wurden dabei, durch die zwei Kreuze gekennzeichnet drei verschiedene Achsen gelegt (x-y- und z-Achse), um die das Gerät das Schnittbild dann rotieren läßt (Abbildung 14).

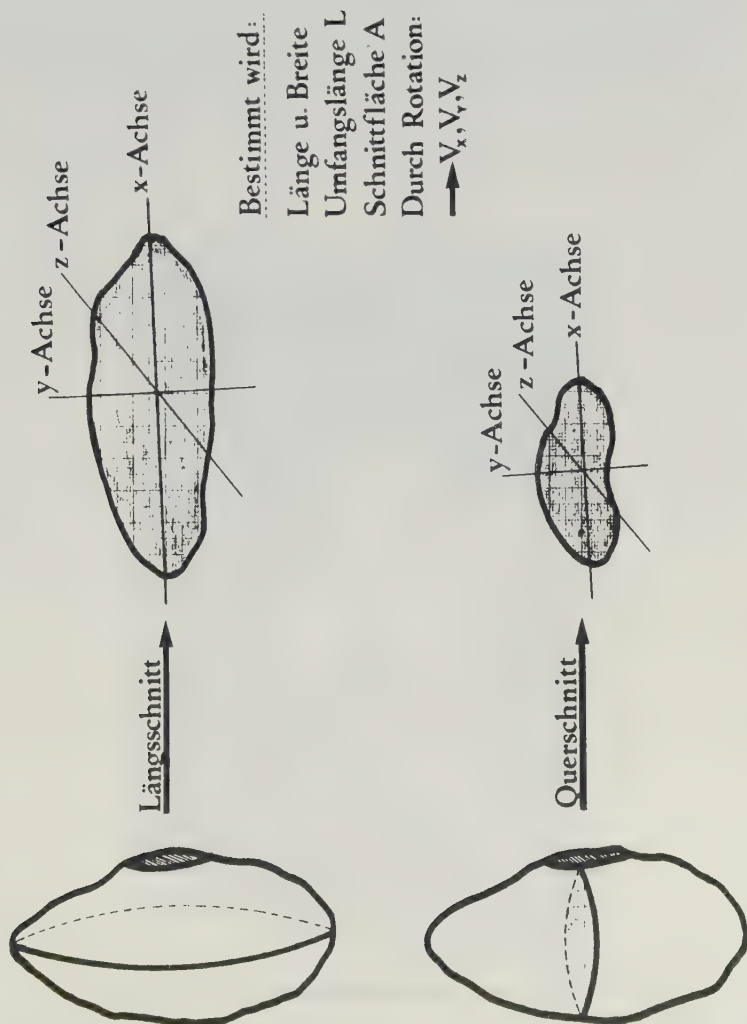


Abbildung 14: Bestimmung der Meßgrößen bei den Voruntersuchungen der einzelnen Schilddrüsenlappen

Dabei wurden die x- und die y-Achse so gewählt, daß diese die längste (x) bzw. die breiteste (y) Stelle des Schnittes markierten und möglichst senkrecht aufeinander standen, die z-Achse sollte dazu in etwa die Winkelhalbierende bilden.

Somit konnten also beim Beschallen der Lappen im Längs- und Querschnitt jeweils drei Volumina ermittelt werden (Abbildung 14)

x - Achse $\longrightarrow$ V_x
y - Achse $\longrightarrow$ V_y
z - Achse $\longrightarrow$ V_z

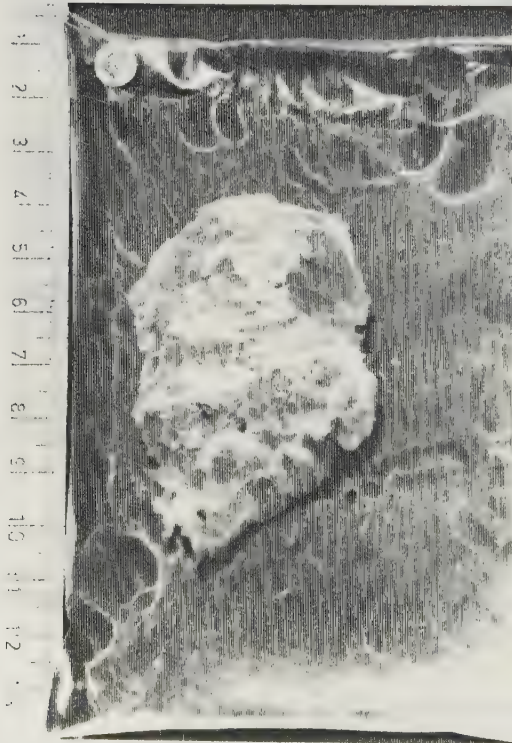


Abbildung 15: Einzelner Schilddrüsenlappen im Untersuchungskissen

Um bei unseren Vermessungen die methodischen Fehler, bedingt durch Ungenauigkeiten im Aufsuchen des größten Schnittbildes, durch Abweichungen im Umfahren des Schnittbildes und in der Lagebestimmung der Rotationsachsen kleiner zu halten, wurde die Untersuchung der 15 Lappen wie folgt durchgeführt:

- Schallen des Lappens mit "einfrieren" des jeweils größten Schnittbildes.
- An diesem Bild 5-malige Bestimmung der Meßwerte A, L, Vx, Vy, Vz
- Bestimmung von Länge und Breite
- Erneutes Beschallen des Schilddrüsenlappens usw.

Da sich dieser Vorgang 15 mal wiederholte, wurde jeder Lappen sowohl im Längs- als auch im Querschnitt je 75 mal vermessen.

Die nächsten beiden Bilder (Abbildung 16 und 17) zeigen Beispiele solcher Meßaufnahmen eines Schilddrüsenlappens (SD 6) im Längs- und im Querschnitt.

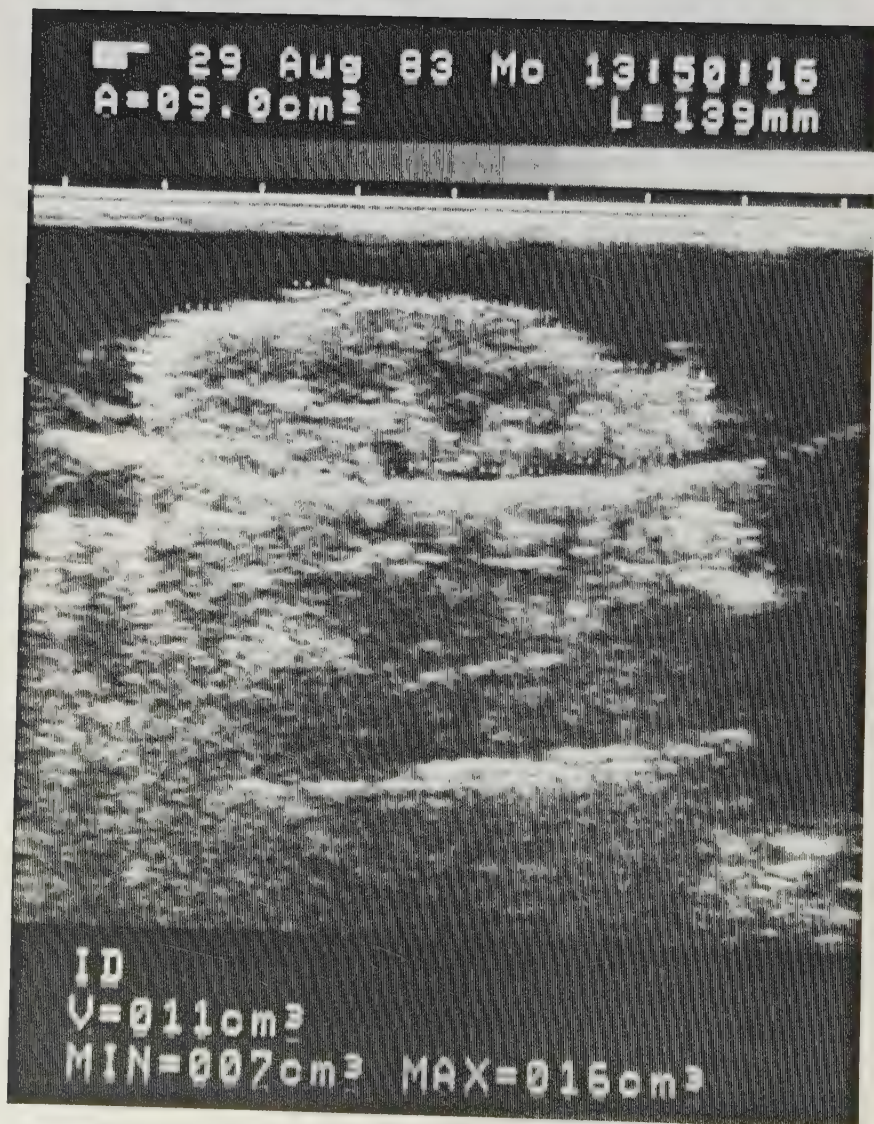


Abbildung 16: Meßaufnahme eines Schilddrüsenlappens mit Bestimmung von V_x im Längsschnitt.

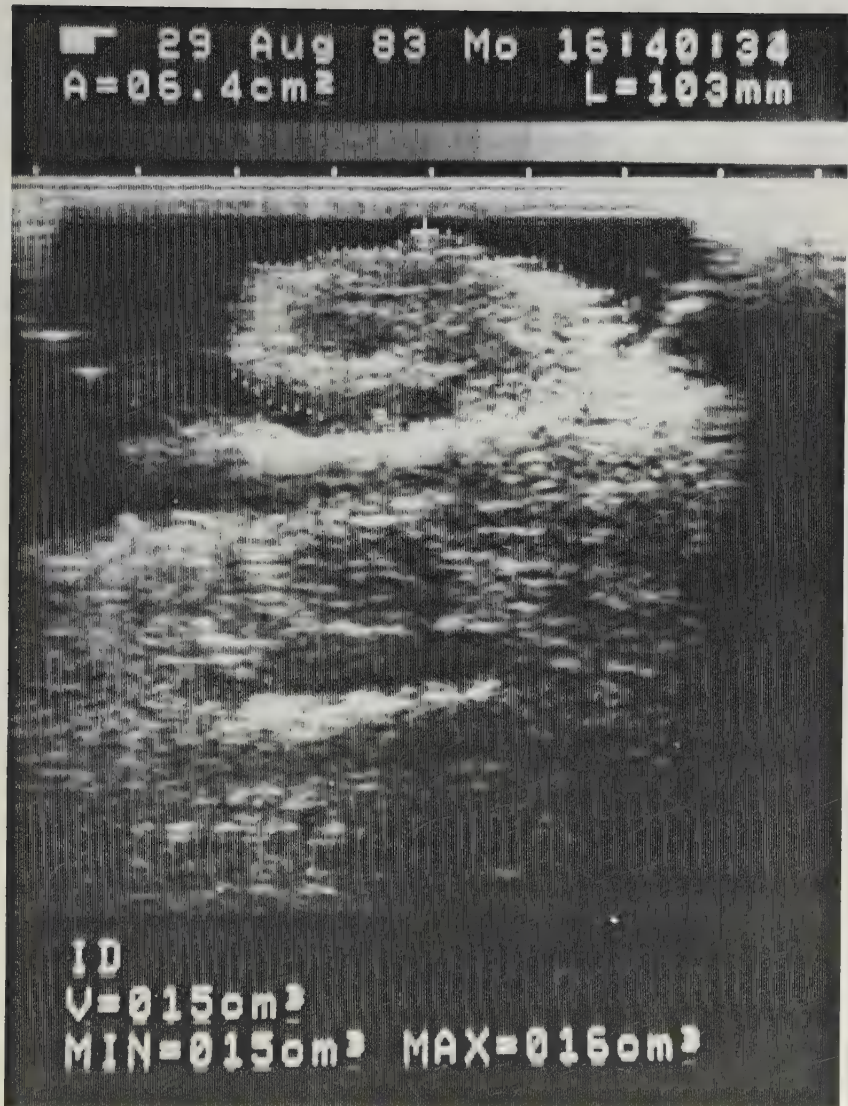


Abbildung 17: Meßaufnahme eines Schilddrüsenlappens
mit Bestimmung von V_y im Querschnitt

6.1.2. Bestimmung des wahren Volumens

Die Bestimmung des wahren Volumens V_w der Schilddrüsenlappen erfolgte nach der Ultraschalluntersuchung durch Submersion der Schilddrüsenlappen in ein Wasserbad, wobei darauf geachtet wurde, daß sowohl die Vermessungen als auch die Volumenbestimmung im Meßzylinder an einem Tag durchgeführt wurden, da über längere Zeiträume Volumenschwankungen (durch Auslaufen der Follikel, Quellung etc.) beobachtet werden konnten.

Wie aus Abbildung 18 zu ersehen, unterschieden sich die 15 Schilddrüsenlappen zum Teil sehr in ihrer Form und ihrem Volumen.

Das Volumen der einzelnen Lappen reichte von 9 ml bis 30 ml (im Mittel 18,9 ml), wobei bei den kleinen Volumina beim Heraustrennen aus dem Halspaket oder der anschließenden Präparation sicherlich nicht der vollständige Schilddrüsenlappen erhalten worden ist. Dies spielte für unsere Voruntersuchungen jedoch keine Rolle, da wir nur an lappenförmigen Organen interessiert waren, die mit ihren Volumina in etwa im Bereich der normalen, aber auch der pathologisch vergrößerten menschlichen Schilddrüse lagen (Olbricht et al. (48)).

Bezüglich ihres Aussehens zeigten die Schilddrüsen von langen und dünnen (75,8/16,5 mm) bis hin zu relativ kurzen und dicken Lappen (52,7/24,2 mm) die unterschiedlichsten Formen.

Im einzelnen ergab sich für die 3 Dimensionen:

Länge : 49,4 bis 75,8 mm (im Mittel 56,6 mm)

Breite: 34,1 bis 54,4 mm (im Mittel 42,9 mm)

Dicke : 12,1 bis 24,2 mm (im Mittel 16,8 mm)

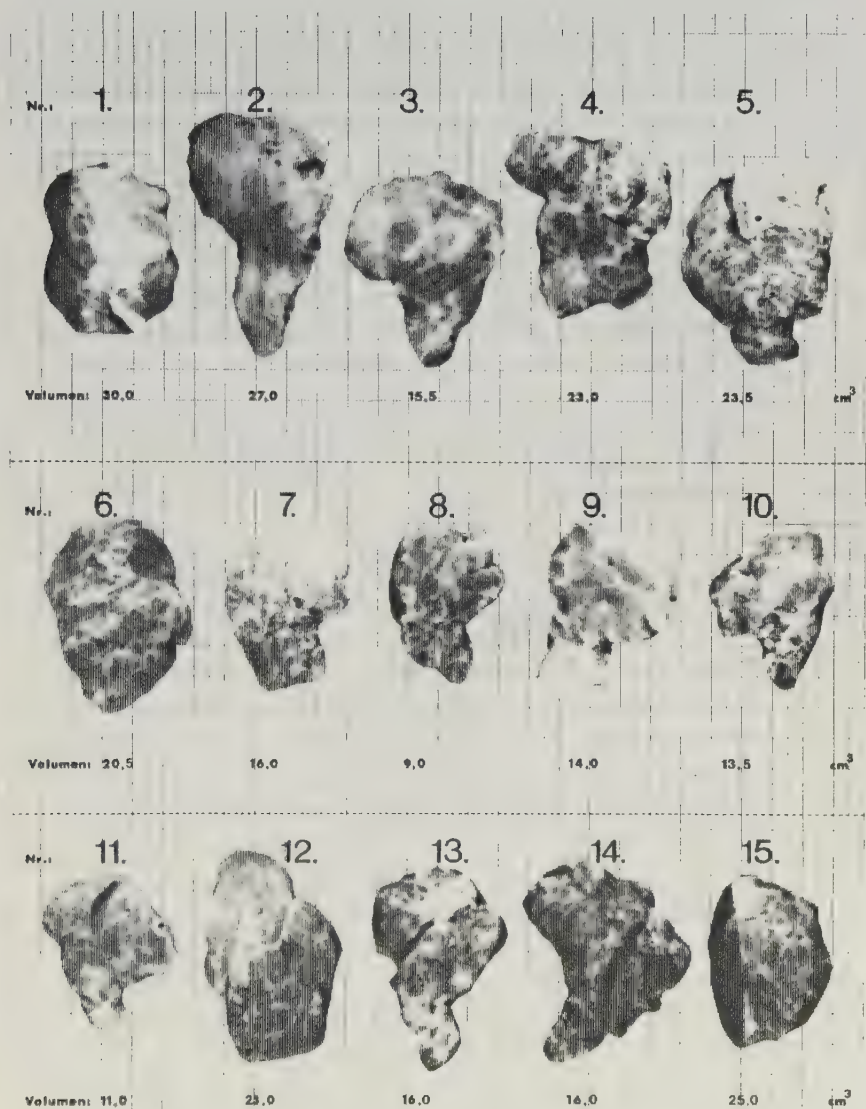


Abbildung 18: Schildrüsenlappen für die Phantom-
untersuchungen (Maßstab 1:1)
Volumenangaben durch Bestimmung im
Wasserbad

■6.2. In situ-Überprüfung der Methode zur Volumenbestimmung der Schilddrüse:

Zur Überprüfung der Richtigkeit unserer Phantomuntersuchungen standen uns mehrere Möglichkeiten zur Auswahl:

So verwendeten Igl und Mitarbeiter (23) für die Genauigkeitsbestimmung ihrer Scheibenmethode 10 Schweinen, die sie in gleicher Weise wie die Patientenschilddrüsen untersuchten und deren wahres Volumen durch Wasserverdrängung gemessen wurde. In zwei Arbeiten (25, 36), in denen diese Methode als Referenzmethode eingesetzt wurde, dienten schließlich drei Zysten und die Menge an Punktionsflüssigkeit der Richtigkeitsermittlung.

Drei andere Arbeitsgruppen (Brown und Spencer (6), Rasmussen und Hjorth (56), Tannahill et al. (63)) überprüften ihre Methode an Operationspräparaten. Dieses Vorgehen scheint uns zur Richtigkeitskontrolle nicht geeignet, da bei typischen Strumarsektionen ein nicht genau bestimmbarer Rest Schilddrüsengewebes belassen wird und sich durch Druckausübung bei der Operation, Flüssigkeitsverlust sowie fehlende Durchblutung zusätzliche Fehler im Vergleich zu dem vor der OP durch Sonographie in vivo ermittelten Volumen ergeben können.

Als dritte Möglichkeit, die wir in unserer Arbeit schließlich wählten, bot sich die Untersuchung an Leichen vor und nach der Sektion an (Brunn et al. (7), Schumm et al. (59)). Nachteilig wirkt sich hierbei nur die manchmal schlechtere optische Abgrenzbarkeit des Schilddrüsengewebes aufgrund fehlender Durchblutung, die durch die einsetzende Leichenstarre geringe Überstreckbarkeit des Halses und die fehlende, sonst beim lebenden Patienten mögliche Mitarbeit (Schlucken, Pressen etc.) aus.

Bei unseren Untersuchungen verwendeten wir das gleiche Ultraschallgerät mit 5 MHz Schallkopf und Wasservorlaufstrecke. Insgesamt wurden 10 Leichen geschallt, wobei darauf geachtet wurde, daß der Hals, so weit noch möglich, überstreckt und der Kopf etwas zur kontralateralen Seite gedreht wurde.

Ausgehend von einer gedachten Linie Incisura jugularis/Ohrläppchen wurde mit dem möglichst rechtwinklig zur Hautoberfläche aufgesetzten Schallkopf (25) wieder der maxiamle Längsschnitt gesucht und an diesem Schnittbild in bekannter Weise die Fläche A, Umfangslänge L und die Volumina V_x und V_y eines jeden Schilddrüsenlappens bestimmt.

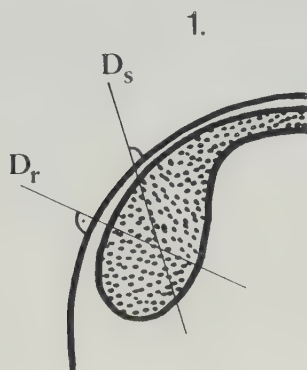


Abbildung 19: Schematisches Schnittbild einer Schilddrüse

1. Schilddrüsenlappen im Querschnitt:
Der rechtwinklig zur Hautoberfläche gemessene Wert D_r soll der maxiamlen Dicke der Schilddrüse entsprechen. Bei extrem schrägem Aufsetzen des Schallkopfes ergibt sich ein zu großer Wert für D_s (25).

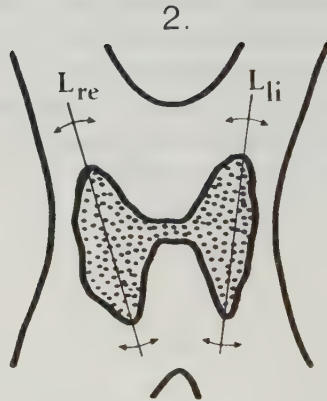


Abbildung 19: 2. Schilddrüse in der Aufsicht von vorne:
Bestimmung der maximalen Länge L des linken und rechten Schilddrüsenlappens. Die Pfeile symbolisieren das Abfahren des Halses mit dem Schallkopf bis der größte Längsschnitt gefunden ist. (↔)

Das nächste Bild (Abbildung 20) zeigt ein Beispiel einer solchen Meßaufnahme eines Leichenschilddrüsenlappens im Längsschnitt mit Bestimmung von V_x :

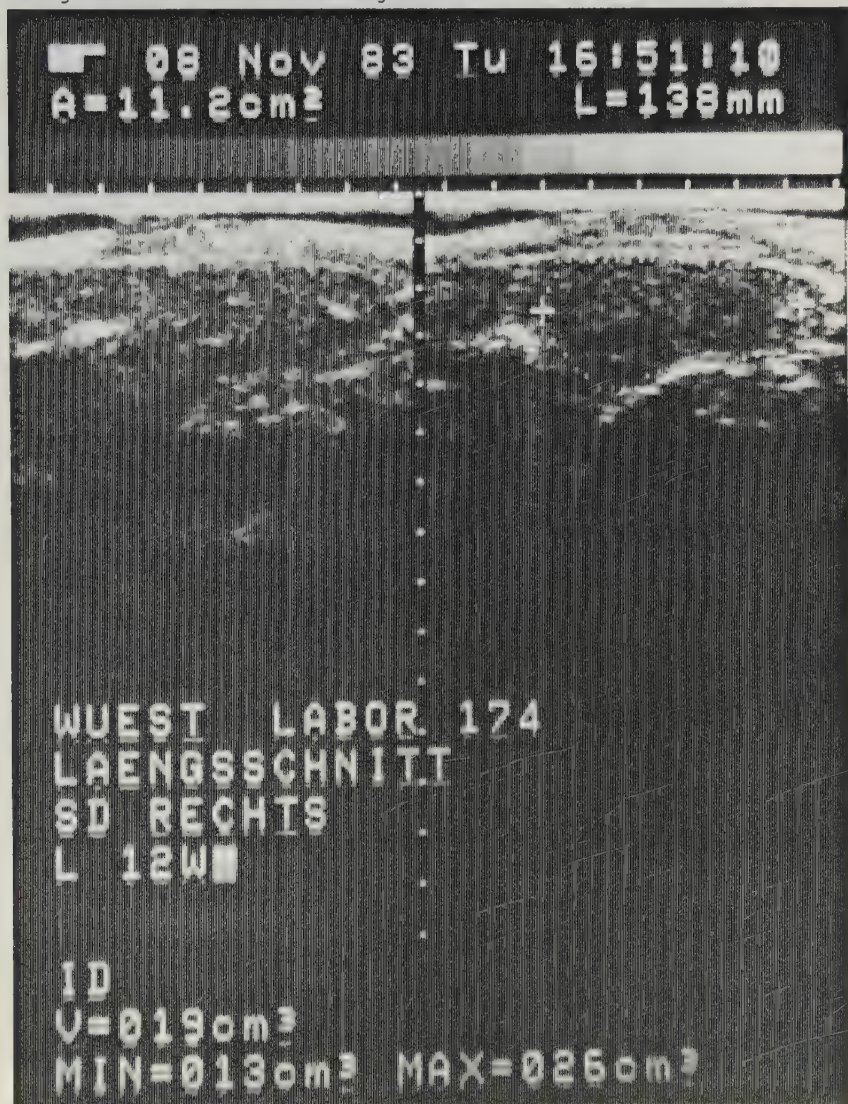


Abbildung 20:

Nach diesen Vermessungen erfolgte die Sektion, die Schilddrüse wurde als Ganzes aus dem Halspaket freipräpariert und entnommen. Da bei unserer Methode die Breite und somit auch der Isthmus nicht mit einbezogen sind, wurde dieser vor der Bestimmung des wahren Volumens durch Wasserverdrängung von den beiden Lappen abgetrennt.

■6.3. Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse:

In diesem Abschnitt unserer Arbeit versuchten wir unter Anwendung der von uns beschriebenen Methode das Volumen eines Teiles der in Kapitel 4.2.3. aufgeführten umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse zu bestimmen.

Hierzu dienten uns für die Voruntersuchung keine Zysten, die später punktiert wurden (25, 36) sondern wir machten uns die Tatsache zunutze, daß bei einem gekochten Ei der runde Dotter ein anderes sonographisches Schallmuster aufweist als das umgebende Eiweiß.

Abbildung 21 zeigt ein solches etwas ungewohntes Ultraschallbild eines gekochten Eis, der runde Dotter soll hierbei eine solche umschriebene Erkrankung der Schilddrüse darstellen. Wir untersuchten dabei zwei Eier in jeweils zwei Meßreihen in der gewohnten Weise, indem wir wieder das größte Schnittbild aufsuchten und dazu die Volumina V_x und V_y bestimmten. Zusätzlich vermaßen wir noch das Bild in seiner Länge und Breite. Nach Abschluß der Untersuchungen ermittelten wir das echte Volumen des Dotters nach Entfernung des harten Eiweißes durch Wasserverdrängung. In Abbildung 22 ist das Ultraschallbild eines umschriebenen pathologischen Schilddrüsenbefundes am Beispiel einer Zyste dargestellt.

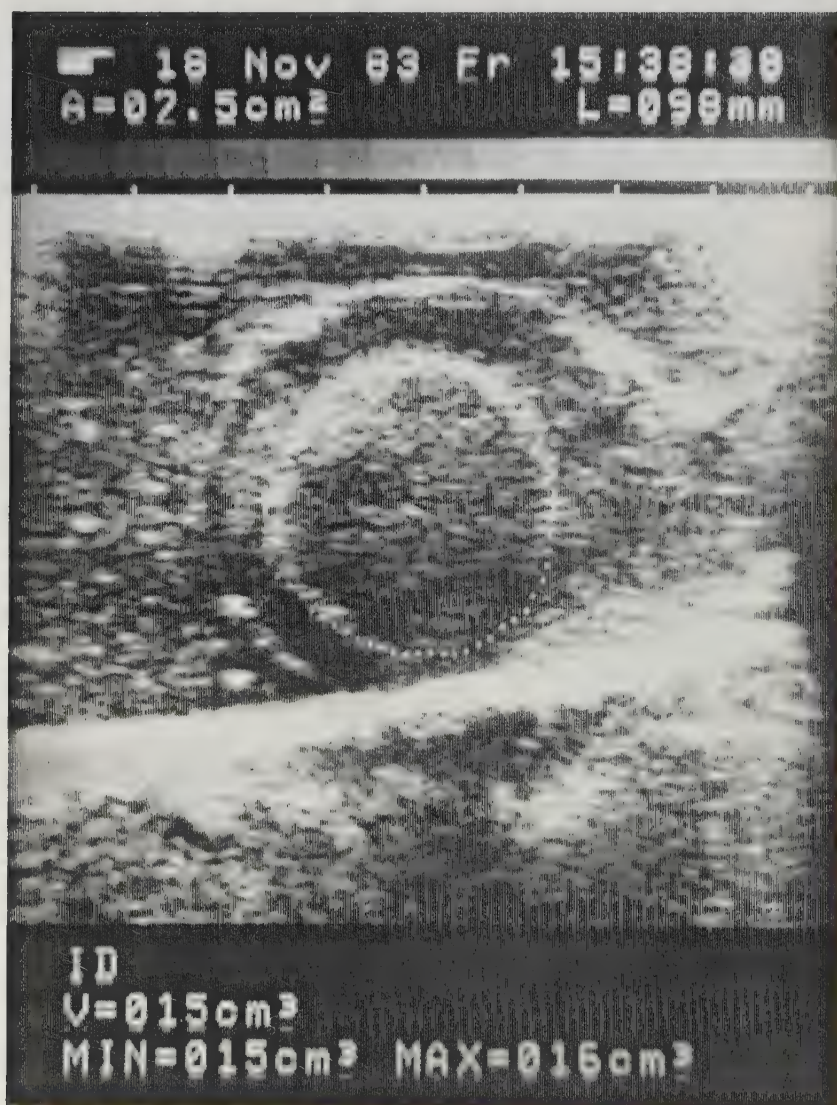


Abbildung 21: Meßaufnahmen zu den Phantomuntersuchungen
bei der Volumenbestimmung umschriebener,
runder Körper

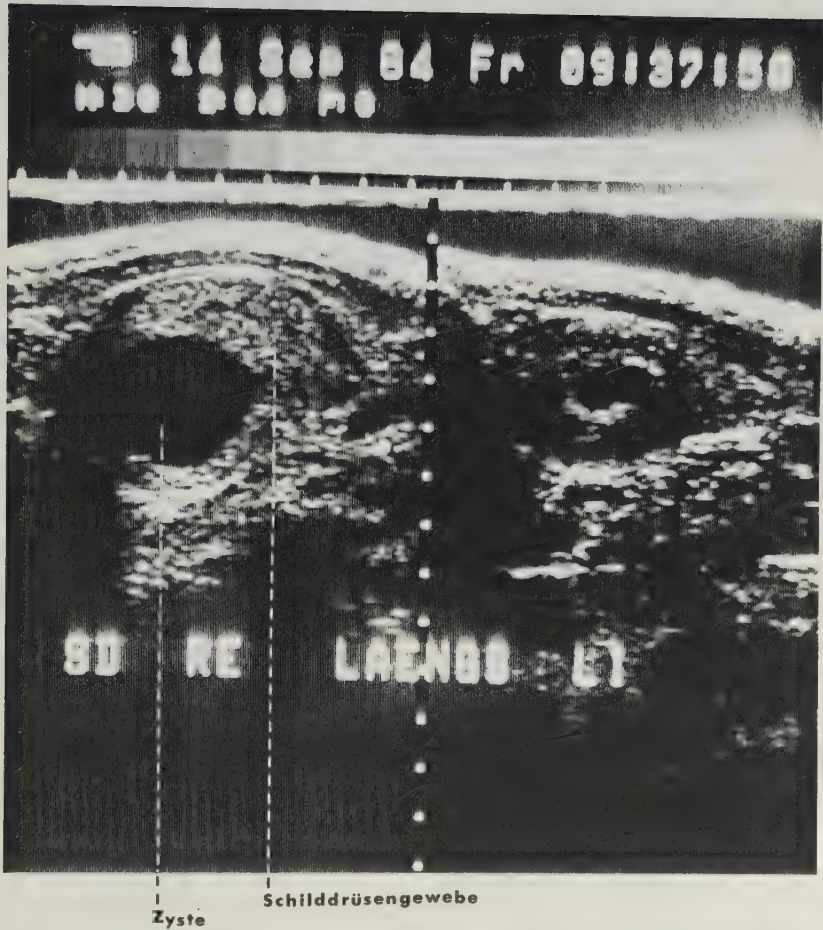


Abbildung 22: Ultraschallbild mit je einer Schilddrüsenzyste im linken und rechten Lappen vor der Punktion. Punktiert wurde die Zyste im rechten Schilddrüsenlappen.

●7. Ergebnisse

■7.1. Phantomuntersuchungen:

7.1.1. Reproduzierbarkeit der Voruntersuchungen:

Der erste Schritt bei unseren Untersuchungen sollte sowohl der Überprüfung der Reproduzierbarkeit von Vermessungen eines zweidimensionalen Schnittbildes als auch der Einarbeitung auf dem Ultraschallgerät dienen. Hierzu wurde in 6 Meßreihen mit insgesamt 216 Einzelmessungen ein Rinderschilddrüsenlappen geschallt, mit der Meßeinrichtung jeweils die Umrißlinie umfahren und Fläche, Umfangslänge und die Volumina V_x bzw. V_y bestimmt.

Bezogen auf die uns vor allem interessierenden Volumina ergab sich nach Elimination der je 3 größten bzw. kleinsten Werte eine maximale Abweichung von 6,8 % bei einem durchschnittlichen Fehler von 3,3 %.

Die nachstehende Tabelle zeigt die Fehlerangabe bei den 6 Meßreihen im einzelnen (Tabelle 1):

Meßreihe	Maximaler relativer Fehler F_R max. (größte Abweichung vom Mittelwert M) (%)	Durchschnittlicher Fehler F_D (%)
1	5.26	2,64
2	6,84	3,34
3	6,47	2,97
4	4,85	2,26
5	6,42	2,84
6	6,47	2,54

Die Fehlerwerte bezüglich der Reproduzierbarkeit konnten nach Einarbeitung auf dem Gerät und der Meßeinrichtung zum Teil noch etwas verringert werden und lagen bei der Überprüfung in späteren Meßserien um + 5 %.

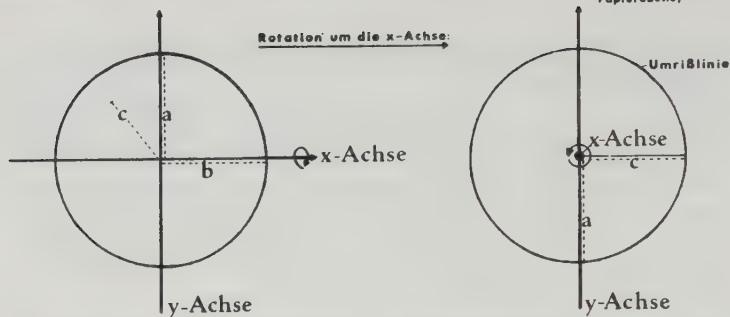
7.1.2. Ergebnisse der Untersuchungen an den Rinderschilddrüsenlappen:

Nachdem die in Kapitel 6.1. beschriebenen Messungen an allen 15 Schilddrüsenlappen durchgeführt worden waren, ging es darum, die gewonnenen Werte zueinander in Beziehung zu setzen, wobei schon anfangs zwei Beobachtungen zu machen waren:

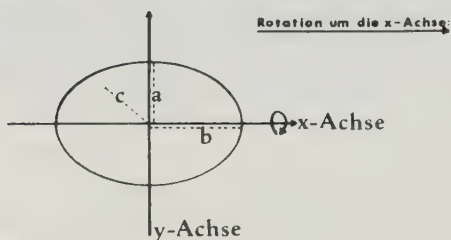
1. Bei der Bestimmung des Volumens durch Rotation um die z-Achse stellte es sich in der Praxis als schwierig heraus, die Winkelhalbierende zu legen, es ergaben sich so schon sehr große Fehler innerhalb der Meßreihen. Aufgrund dieser schlechten Reproduzierbarkeit wurde Vz nicht weiter in die Auswertung mit einbezogen.

2. Bei Rotation des Schnittbildes um die x-Achse erhielt man im späteren Vergleich mit dem wahren Volumen zu kleine, ließ man das Bild um die y-Achse rotieren, zu große Volumina.
Führt man sich noch einmal das Modell eines Rotationsellipsoiden vor Augen ein einleuchtendes Ergebnis: Bei einem kreisförmigen Schnittbild sind die Werte für V_x und V_y gleich, da die Rotation in beiden Fällen eine Kugel ergibt (Abbildung 23/1.). Beim Beschallen eines Schilddrüsenlappens jedoch weicht das Schnittbild von dieser Kreisform ab, es ergibt sich vereinfacht dargestellt eine mehr oder weniger stark abgeflachte Ellipse. Im ersten Fall, der Rotation um die x-Achse konstruiert das Gerät die Strecke a als dritte Dimension c, man findet einen langgezogenen, flachen Ellipsoid mit entsprechend kleinem Volumen (Abbildung 22/2a). Die Rotation um die y-Achse ergibt einen diskusförmigen Ellipsoid mit großem Volumen, da der Rechner des Ultraschallgerätes die längere Strecke b als dritte Ebene c annimmt (Abbildung 23/2b).

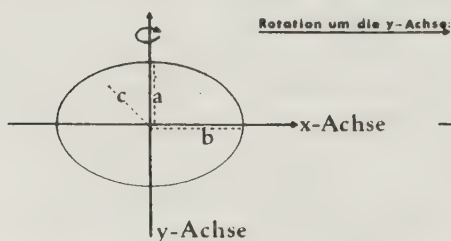
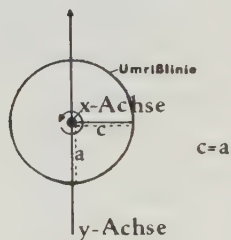
• 1. Kreis: $a=b=c$



• 2. Ellipse: $a < b$



a.) Seitenansicht:



b.) Aufsicht: (y-Achse aus der Papierebene)

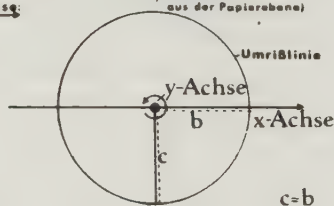


Abbildung 23: Schematisches Modell eines Rotationsellipsoids (Gezeichnet nur die Umrißlinie des Ellipsoids an seiner größten Zirkumferenz):

1. Schnittbild entspricht einem Kreis: Rotation ergibt eine Kugel mit gleichlangen Halbachsen ($a=b=c$)
2. Schnittbild entspricht einem Ellipsoiden ($a < b$)
 - a) Rotation um die x-Achse: $c=a \rightarrow$ Ellipsoid mit kleinem Volumen
 - b) Rotation um die y-Achse: $c=b \rightarrow$ Ellipsoid mit großem Volumen

(Die Achse, um die gedreht wird, soll auf den rechten Bildern senkrecht auf der Papierebene stehen).

Aufgrund der charakteristischen Form der Schilddrüsenlappen lagen die wahren Volumina der einzelnen Lappen bei unseren Untersuchungen in allen Fällen mit zum Teil sehr großen Abweichungen zwischen diesen beiden Extremwerten.

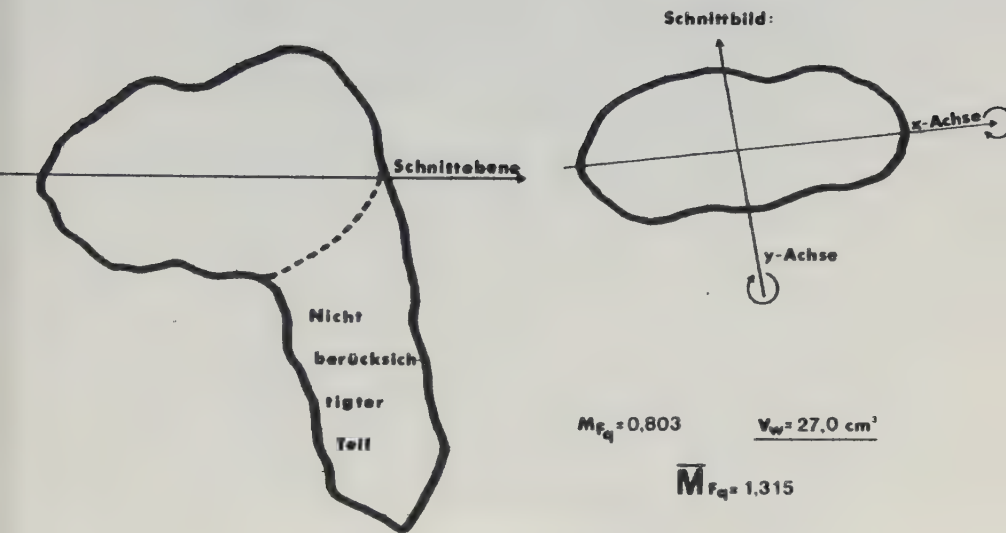
Diese zweite Beobachtung jedoch dient als Grundlage unserer weiteren Untersuchungen: Wir versuchten durch unsere Berechnungen einen empirischen Faktor zu finden, mit dem sich in Verbindung mit der Bestimmung des zu kleinen Volumens V_x und des zu großen Volumens V_y das wahre Volumen ergibt. Hierzu addierten wir jeweils die Mittelwerte der fünf Einzelmessungen für V_x und V_y (Kapitel 6.1.1) und dividierten anschließend das Ergebnis durch das wahre Volumen V_w des Schilddrüsenlappens. Der daraus ermittelte Faktor F errechnete sich somit nach der Formel:

$$F = \frac{M_{Vx} + M_{Vy}}{V_w}$$

Aus den 15 Faktoren der Meßreihe wurde anschließend das arithmetische Mittel gebildet und mit diesem mittleren Faktor M_F nochmals die Summe aus M_{Vx} und M_{Vy} dividiert um im Vergleich mit dem echten Volumen einen Rückschluß auf die Genauigkeit der Meßreihe zu erhalten (siehe Tabelle 2, Seite 67, Spalte 5). Insgesamt konnten somit für die Meßreihen der Längs- und der Querschnitte jeweils 15 Faktoren ermittelt werden:

- ° Für die Faktoren aus den Querschnittsbildern ergaben sich dabei Werte von $M_{Fq} = 0,803$ bis $1,822$ im Mittel von $1,315$ ($\overline{M_{Fq}}$ aus 15 Meßreihen), so daß sich bei der Berechnung der Volumina mit diesem mittleren Faktor in den einzelnen Meßreihen natürlich nur sehr ungenügend genaue Werte im Vergleich zum echten Volumen ergaben.

Die breite Streuung der Faktoren ist erklärbar anhand eines extremen Beispiels wie es schematisch in Abbildung 24 dargestellt ist:



$$M_{Fq} = 0,803$$

$$V_w = 27,0 \text{ cm}^3$$

$$\overline{M}_{Fq} = 1,315$$

$$M_{Vx} + M_{Vy} \text{ sei } 21,7 \text{ cm}^3$$

Somit ergibt sich für das Volumen:

$$V = \frac{M_{Vx} + M_{Vy}}{\overline{M}_{Fq}} = 16,5 \text{ cm}^3$$

Abbildung 24:

Da das zweidimensionale Querschnittsbild immer an der breitesten Stelle des Schilddrüsenlappens aufgenommen wurde, ergaben sich bei sehr langgestreckten Lappen relativ kleinere Faktoren. Bei der späteren Überprüfung mit dem mittleren Faktor $\overline{M}_{Fq}$ fanden wir somit im Vergleich mit dem wahren Volumen V_w jedoch auch zu kleine Volumina, da der untere Teil gar nicht berücksichtigt wurde. Umgekehrt verhielt es sich mit kurzen und dicken Drüsen, bei denen sich verglichen mit $\overline{M}_{Fq}$ zu große Faktoren mit daraus resultierenden zu großen Volumina ergaben.

Da die Schilddrüsen bei unseren Untersuchungen zu den Längsschnitten in ihrer ganzen Längenausdehnung erfaßt wurden und der nicht - oder zuviel berücksichtigte Teil in der Breite durchweg geringer ausfiel, fanden wir hierzu wesentlich günstigere Ergebnisse:

Bei den Berechnungen ergaben sich für die Faktoren Werte von $M_{FL} = 1,89$ bis $2,06$ als Gesamfaktor aus 15 Meßreihen mit insgesamt 225 Einzelfaktoren (die Streuung der Einzelfaktoren wird aus Abbildung 26 ersichtlich) ermittelten wir $\overline{M_{FL}}$ mit $1,993$. Dieser mittlere Korrekturfaktor weist eine Standardabweichung von $7,1\%$ und einen Variationskoeffizienten von $3,57$ auf. Abbildung 25 zeigt die durch Sonographie bestimmten und nach unserer Methode errechneten Volumina gegen die durch Verdrängung im Wasserbad ermittelten Volumina aufgetragen.

1. SD-Nr.	2. M_{FL}	3. s	4. $\overline{F}_D$	5. F_{Rmax}	6. $\overline{F}_{Rmax}$	7. F_M
1.	2,049	2,19	2,79	1,82	4,68	8,69
2.	1,984	4,97	1,99	4,16	4,50	11,48
3.	1,899	7,71	5,15	7,35	9,38	15,85
4.	1,903	3,34	4,53	3,26	7,08	10,57
5.	1,952	4,46	2,56	5,93	5,65	10,34
6.	2,057	3,90	3,55	5,62	5,22	7,67
7.	1,968	4,50	1,77	5,98	7,19	15,34
8.	2,003	6,17	2,29	7,62	8,13	11,48
9.	1,980	9,90	4,32	7,65	8,27	10,42
10.	2,014	5,22	2,29	4,47	5,53	7,76
11.	1,991	7,47	2,95	7,78	7,88	9,45
12.	1,990	3,84	1,55	3,51	3,59	9,05
13.	2,061	2,86	3,38	3,10	6,60	9,74
14.	1,995	5,06	1,98	4,63	4,72	9,07
15.	2,052	2,75	2,95	3,30	6,35	10,36

Legende Tabelle 2:

Auswertung der 15 Meßreihen im einzelnen, wobei in den Spalten von links nach rechts folgende Werte angegeben sind:

- 1.) Schilddrüsenlappen Nr. (Meßreihe 1 bis 15)
- 2.) Faktor M_{FL} aus 15 Einzelfaktoren : $M_{FL} = \frac{M_{Vx} + M_{Vy}}{V_w}$
- 3.) Standardabweichung s der Faktoren einer Meßreihe (%)
- 4.) Durchschnittlicher Fehler $\overline{F}_D$ (V verglichen mit dem wahren Volumen V_w unter Einbeziehung des mittleren Korrekturfaktors $\overline{M}_{FL}$: $V = \frac{M_{Vx} + M_{Vy}}{\overline{M}_{FL}}$)
- 5.) Maximaler relativer Fehler F_{Rmax} mit M_{FL} (größte Abweichung zum wahren Volumen V_w) (%)
- 6.) Maximaler relativer Fehler $\overline{F}_{Rmax}$ mit $\overline{M}_{FL}$ (%)
- 7.) Maximaler Fehler F_M innerhalb einer Meßreihe bezogen auf die Einzelvermessungen (Bestimmung mit $\overline{M}_{FL}$) (%) :

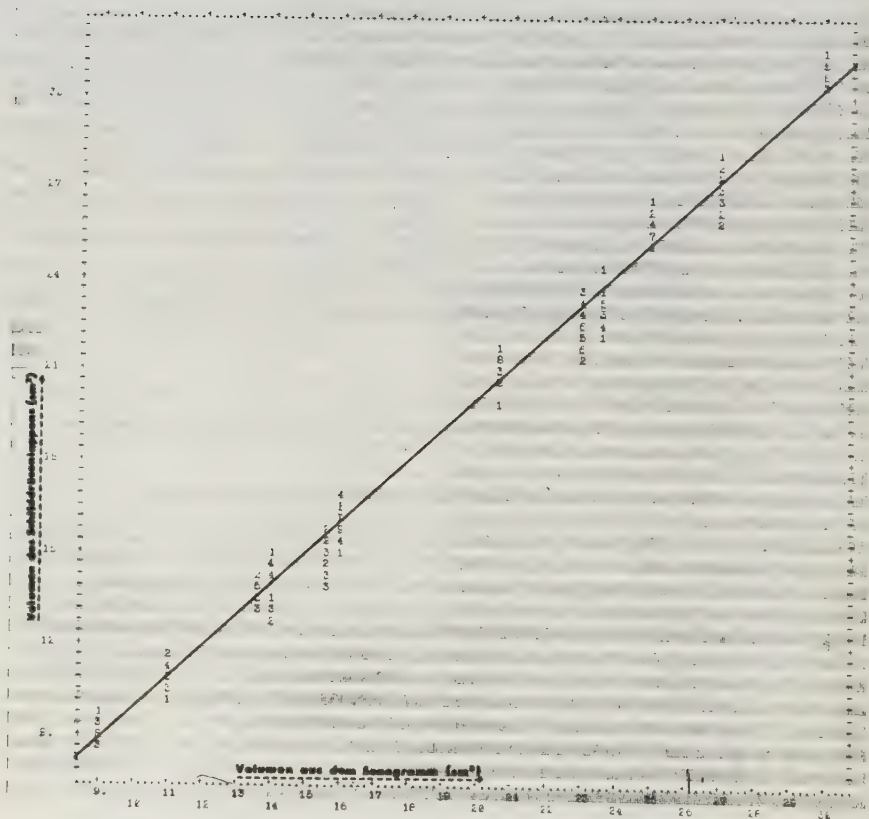


Abbildung 25: Verteilung der durch Sonographie errechneten und im Wasserbad bestimmten Volumina bei den Voruntersuchungen mit Rinderschildrüsen-

Zusammenfassend kann somit als Ergebnis der Voruntersuchung bemerkt werden, daß das Beschallen eines Schilddrüsenlappens an seinem größten Querschnitt mit anschließender Bestimmung eines mittleren Faktors $\overline{M_{Fq}}$ in 15 Meßreihen eine sehr große Streuung der Einzel-faktoren aufwies, wodurch wiederum ungenügend genaue Ergebnisse bei der Volumenbestimmung erzielt wurden.

Bei der sonographischen Untersuchung der Rinderschilddrüsenlappen im Längsschnitt jedoch konnte mit guter Genauigkeit nach Rotation des Ultraschallschnittbildes um die x- und die y-Achse (Bestimmung von V_x und V_y) sowie anschließendem Dividieren der Summe mit dem durch Wasserverdrängung ermittelten Volumen V_w ein mittlerer Korrekturfaktor $\overline{M_{FL}}$ von 1,993 ermittelt werden.

Bei Überprüfung der 15 Meßreihen mit diesem Faktor $\overline{M_{FL}}$ fanden wir mit unserer Methode als größten durchschnittlichen Fehler einen Wert von 5,2 % und einen maximalen relativen Fehler von 9,4 % sowie als größte Abweichung innerhalb einer Meßreihe bezogen auf eine Einzelmessung von 15,9 %.

Vergleichend hierzu wurden mit den aus dem Ultraschallbild gewonnenen Werten für Länge, Breite und Dicke nach der Methode von Brunn und Scriba (7) das Volumen bestimmt und wir fanden ähnlich unserem Fehlerwert für die Einzelmessung einen maximalen relativen Fehler von 17,4 %, wobei sich die größeren Fehlerwerte bei dünn auslaufenden Schilddrüsenlappen ergaben, da die hierbei vermessenen Halbachsen relativ zu lang und die errechneten Volumina somit zu groß waren.

Diese guten Ergebnisse waren jedoch nicht ohne weiteres auf die praktische Anwendung am Patienten übertragbar, da der Versuchsaufbau in unseren Voruntersuchungen verglichen mit dieser späten Anwendung idealisiert war.

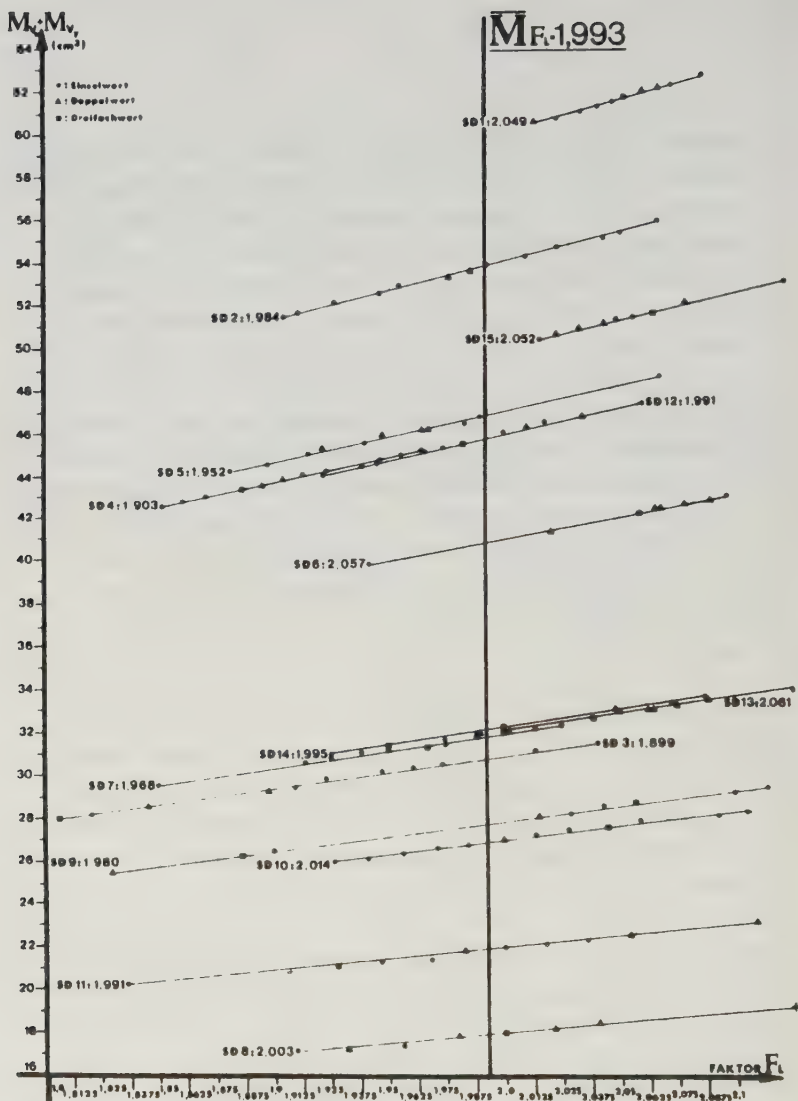


Abbildung 26: Streuung der Einzelfaktoren F_L um den mittleren Korrekturfaktor $\overline{M}_{FL}$

$M_{vx} + M_{vy}$ = Summe der Mittelwerte aus 5 Einzelmessungen für v_x und v_y

F_L = Einzelfaktor einer Vermessung

$\overline{M}_{FL}$ = Mittlerer Korrekturfaktor aus allen 15 Meßreihen

• = Einzelwert für F_L

▲ = Doppelwert für F_L

■ = Dreifachwert für F_L

So war zum Beispiel der Schilddrüsenlappen in seinem durchsichtigen Folienkissen erkennbar, wodurch die Untersuchung erleichtert und die Reproduzierbarkeit der Ultraschallschnittbilder verbessert wurde. Demgegenüber ist die Orientierung am Hals des Patienten und die Abgrenzung der in situ liegenden Schilddrüse schwieriger. Außerdem wiesen die von uns verwendeten Rinderschilddrüsenlappen, da diese teilweise nicht vollständig erhalten waren, nicht diese Formenvielfalt auf, wie man sie später bei Patienten findet.

■7.2. In-situ-Volumetrie humaner Schilddrüsen

7.2.1. Ergebnisse der Untersuchungen an den Leichenschilddrüsenlappen:

In unseren Auswertungen setzen wir schließlich das durch Submersion in ein Wasserbad ermittelte Volumen V_w eines jeden Leichenschilddrüsenlappens mit dem sonographisch durch unsere Methode bestimmten Volumen in Beziehung und erhielten dabei einen Korrelationskoeffizienten von $r = 0,92$.

Abbildung 27 zeigt bei Regression von y nach x die Regressionsgerade mit $y = 2,66 + 0,93 x$, wobei in unserem Schaubild auf der y -Achse das nach Präparation bestimmte Lappenvolumen der Leichenschilddrüsen, auf der x -Achse das aus dem Sonogramm ermittelte Volumen aufgetragen ist.

Als größte relative Abweichung ermittelten wir einen Wert von 38,4 %, der durchschnittliche Fehler der Messung eines Schilddrüsenlappens betrug 12,5 %. Die bei unserer Methode errechneten Volumina wiesen verglichen mit dem wahren Volumen einen mittleren Fehler von 14,6 % und einen maximalen Fehler (95% der Fälle) von 27,8 % bei einer Standardabweichung von $s = 14$ % auf.

Der mittlere Quotient $\bar{Q}$, bestimmt aus der Summe der Einzelquotienten $Q_i = \text{Volumen aus dem Sonogramm}$ dividiert durch das Volumen durch Wasserverdrängung ($Q_i = \frac{V_M}{V_w}$) ergab sich mit 0,95, was zeigt, daß das

sonographisch ermittelte Volumen über die ganze Meßreihe gesehen systematisch leicht unterschätzt wurde.

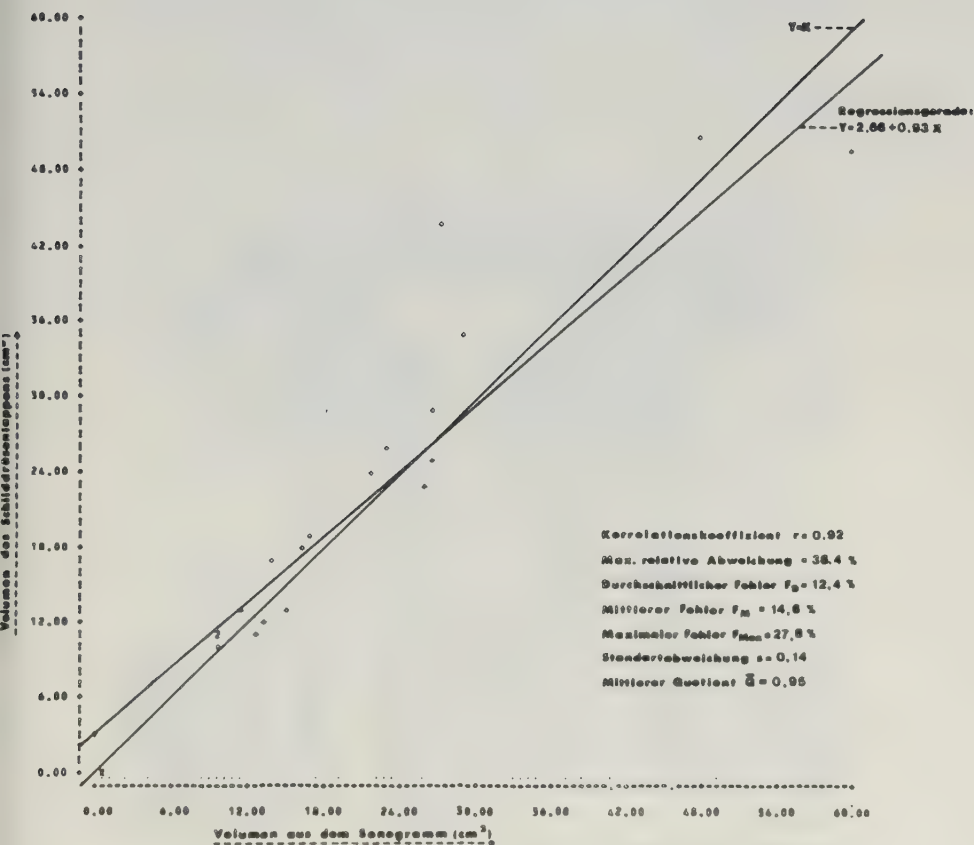


Abbildung 27: Korrelation zwischen dem im Wasserbad bestimmten und durch Sonographie errechneten Volumina humaner Leichenschilddrüsenlappen.

7.2.2. Reproduzierbarkeit der Methode am Patienten

Als letzter Punkt bei der in-situ-Überprüfung unserer Methode sollte schließlich noch die Reproduzierbarkeit der Schilddrüsenvolumenbestimmung am Patienten untersucht werden. Hierzu wurden die Schilddrüsenvolumina von 3 Patienten durch 7 unabhängig voneinander untersuchende Ärzte mit unserer Methode bestimmt und miteinander verglichen. Unter den Untersuchern befanden sich 2 sehr geübte (führen fast täglich Ultraschalluntersuchungen durch), 3 weniger geübte (führen hin und wieder Ultraschalluntersuchungen durch) und 2 nicht geübte Ärzte (führen fast nie Ultraschalluntersuchungen durch). Hierbei stellte es sich in der Praxis als schwierig heraus, den größten Schilddrüsenlängsschnitt aufzufinden und genügend genau zu reproduzieren.

Hilfreich für eine genauere Standardisierung und Reproduzierbarkeit sind jedoch die im Ultraschallbild darstellbaren anatomischen Strukturen in der Nachbarschaft der Schilddrüse (Abbildung 27) und die die Drüse umgebende Kapsel:

Beim Aufsuchen des Längsschnittes stellt man im Schallbild die annähernd parallel zur größten Längsachse verlaufende Arteria carotis communis in ihrem Längsverlauf angeschnitten dar und führt den Schallkopf möglichst senkrecht zur Hautoberfläche nach medial. Sobald jedoch die ersten Schallschatten der Trachea auftreten, die häufig das sonst klar abgrenzbare Schilddrüsen Gewebe überlagern, muß der Schallkopf wieder nach lateral geführt werden. Ausgehend von diesen beiden Grenzstrukturen wird dann der größte Längsschnitt der Schilddrüse aufgesucht.

Bei der Vermessung des Ultraschallschnittbildes schließlich muß sich die gesamte Schilddrüse gut vom umgebenden Gewebe abgrenzen lassen. Zur Orien-

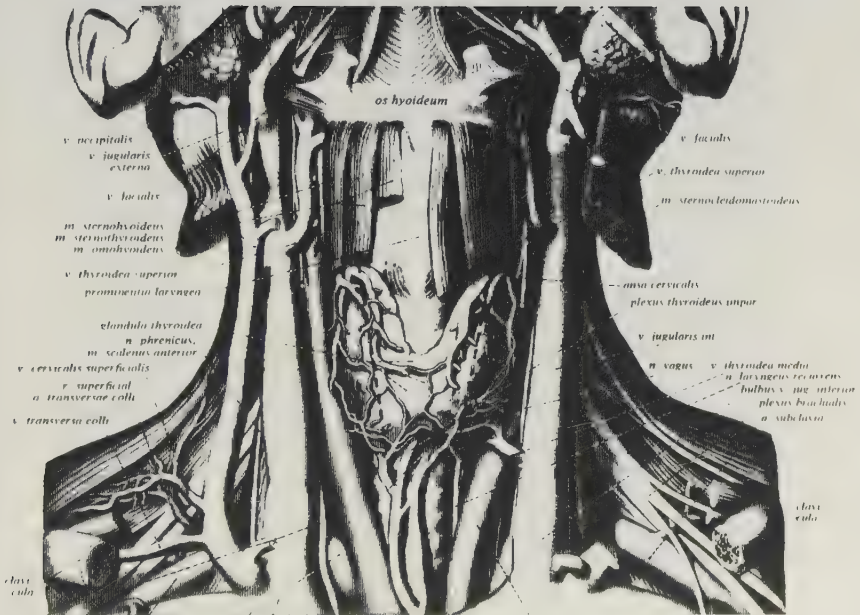


Abbildung 28: Anatomisches Bild der vorderen Halsregion (61)
(Infrahyale Muskulatur entfernt)

tierung ist es hierbei hilfreich, den Patienten schlucken zu lassen, da während des Schluckaktes die Schilddrüse nach lateral abgedrängt wird und sich ihr Grenzverlauf gut beurteilen läßt.

Überlagerungen oder ein unklarer Verlauf der Organbegrenzung lassen kein genaues Umfahren des Schnittbildes zu und können wie bei unseren Untersuchungen gezeigt zusammen mit dem ungenügend genauen Aufsuchen des größten Längsschnittes bei in etwa normal großen Drüsen (ca. 30 ml) zu Abweichungen von $\pm 25-35\%$, bei großen Drüsen (> 100 ml) von annähernd $\pm 50\%$ führen, wobei die größten Abweichungen aus den oben genannten Gründen bei der Gruppe der ungeübten Untersucher zu finden waren.

Zusätzlich ist noch zu bemerken, daß die Lagerung des Patienten bei den Untersuchungen annähernd gleich sein muß. Igl. et al. (25) fanden hierzu in ihren Untersuchungen, daß durch Überstreckung des Kopfes die kranio-kandale Ausdehnung der Schilddrüse um bis zu 2 cm variieren kann, wodurch eine Änderung der Dicke verursacht wird. Anders als bei deren Scheibchenmethode beeinflusst dies aber unter Umständen das gemessene Volumen bei unserem Verfahren, so daß auf eine einheitliche Lagerung, wie wir sie, soweit noch möglich, auch in unseren Untersuchungen an den Leichen angewendet haben, geachtet werden sollte (Kapitel 6.2.).

■7.3. Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse:

Die nach unserer sonographischen Methode bestimmten Volumina wiesen zu den durch Submersion in ein Wasserbad ermittelten Dottervolumina (13 ml, 18 ml) eine maximale Abweichung von 10,3 % oder 1,3 ml auf, als durchschnittlichen Fehler fanden wir einen Wert von 6,3 %, der mittlere Fehler ergab sich mit 2,1 %.

Mit der Bestimmung von Länge und Breite ließ sich als Vergleich mit einer von Brunn und Scriba (7) beschriebenen Methode ebenfalls das Volumen bestimmen, wobei auch hierbei das Modell eines Rotationsellipsoiden als Grundlage diente und die Volumetrie nach der Formel $V = a \cdot b^2 \cdot \frac{\pi}{6}$ erfolgte.

Im Vergleich mit dem wahren Volumen errechneten wir nach dieser Methode als größte Abweichung 12,3 % oder 1,6 ml als durchschnittlichen Fehler 5,7 % und als mittleren Fehler 1,9 %.

Die spätere praktische Anwendung mit vorheriger Bestimmung des Zystenvolumens mittels unserer Methode und anschließender ultraschallgezielter Feinnadelpunktion mit Ermittlung der Punktatmenge zeigten eine gute Übereinstimmung, wobei man jedoch bedenken muß, daß in manchen Fällen nicht der gesamte Zysteninhalt abpunktiert wird oder es zu Einblutungen in das Zystenlumen kommen kann und sich so Differenzen zwischen der punktierten Menge und dem vorher bestimmten Zystenvolumen ergeben können.

● 8. Diskussion

■ 8.1. Volumenbestimmung der Schilddrüse

Die hier vorgestellte Methode zu einer schnellen und praktikablen sonographischen Volumenbestimmung der Schilddrüse mittels Real-time-Sonographie ist mit einem maximalen Fehler von 27,8 %, einem durchschnittlichen Fehler von 12,4 % bei einer Standardabweichung von 14 % und einem Korrelationskoeffizienten von 0,92 für bestimmte Bereiche der Routinediagnostik (siehe Kapitel 9, klinische Konsequenzen) im Vergleich zu anderen Methoden der Größenabschätzung (siehe Einleitung) akzeptabel.

Für eine Volumetrie wird hierzu von jedem Lappen der maximale Längsschnitt aufgesucht. An diesem Schnittbild werden zwei definierte Achsen gelegt und durch einen im Ultraschallgerät integrierten Kleinrechner mit einem festen Rechenprogramm auf der Grundlage des Ellipsoidmodells die Volumina V_x und V_y bestimmt. Dieses integrierte Programm bestimmt das Volumen um den Faktor 1,993 zu hoch, wie der Vergleich der sonographischen Volumina mit den durch Wasserverdrängung bestimmten Volumen ergeben hat. Die Division des sonographisch ermittelten Volumens mit diesem Korrekturfaktor ergibt in den oben aufgeführten Fehlergrenzen das Volumen der Schilddrüse. Der Kehrwert des Korrekturfaktors von 0,502 durch dessen Multiplikation mit der Summe von V_x und V_y man das gleiche Volumen erhält liegt im Bereich des für die Berechnung eines Ellipsoids angewandten theoretischen Wertes von 0,523 ($= \frac{\pi}{6}$), was die prinzipielle Gültigkeit dieses Modells noch einmal unterstreicht.

Unsere Methode erreicht nicht die Genauigkeit, wie sie Igl et al. (23), die das Volumen aus der Addition sonographisch gemessener Schnittflächen der Schilddrüse und einen Korrekturfaktor ermittelten, erzielen konnten (maximaler Fehler 11,8). Das für dieses Verfahren notwendige, bei Real-time-Transducern fehlende Stativ erlaubt diese Art der Volumenbestimmung nicht.

Die im Vergleich zu dieser "Scheibchenmethode" bei unserem Verfahren erhöhte Fehlerbreite resultiert zum einen aus der Tatsache, daß die Form eines Schilddrüsenlappens nur bedingt einem Ellipsoid entspricht, zum anderen berücksichtigt unsere Methode nur die Länge und Dicke des Lappens, die individuelle Breite als dritte Dimension bleibt unberücksichtigt und wird von dem Ultraschallgerät aus den beiden anderen Achsen konstruiert. Der Vergleich der sonographisch ermittelten Volumen und der Wasserverdrängung zeigt, daß bei normal konfigurierten und gut abgrenzbaren Lappen die Genauigkeit des Modells ausreichend ist. Die Volumenbestimmung durch Zerlegung in Scheiben ist vor allem bei ausgefalleneren Schilddrüsenformen aber exakter.

Bezüglich der Breite eines Schilddrüsenlappens wiesen schon Igl et al. (22) und Lukas (36) auf die praktischen Schwierigkeiten der Bestimmung wegen der sehr unterschiedlichen Formen der Lappen hin. Sie zeigten, schematisch in Abbildung 29 dargestellt, daß die zur sonographisch bestimmten Dicke gehörige tangentielle Breite B_t durch den langgestreckten, dünnen Anteil zum Isthmus hin eine für das Ellipsoidmodell zu lange Achse ergibt. Daraus resultiert ein zu großes Volumen. Das gleiche gilt auch für die horizontale Breite B_h (36).

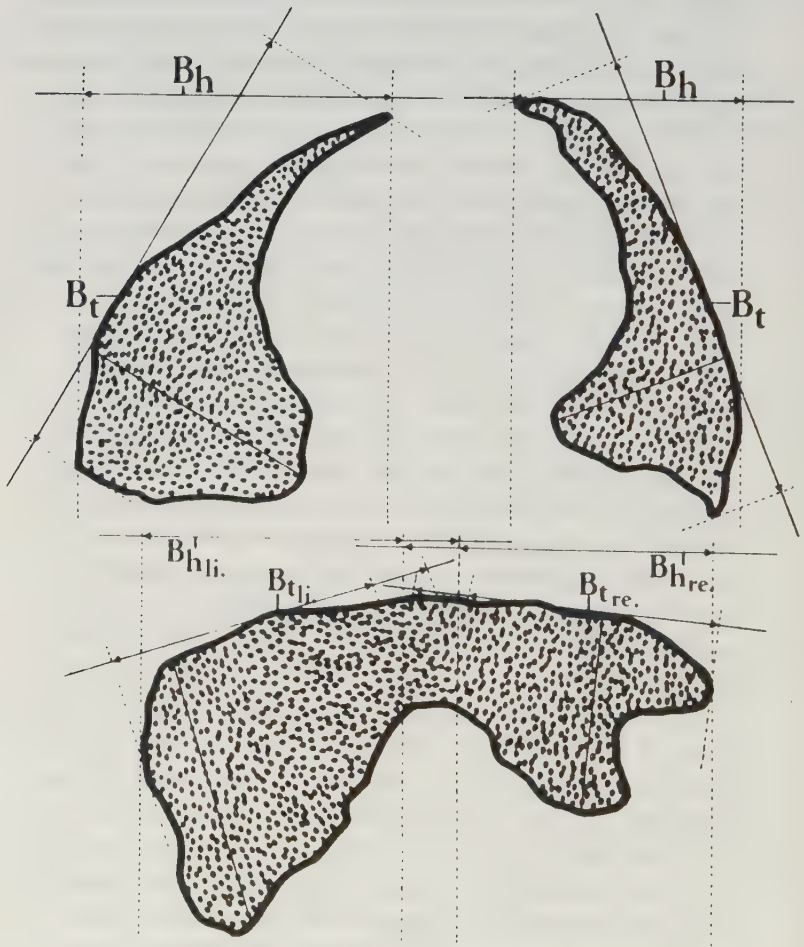


Abbildung 29: Beispiele für Querschnitte einzelner Schilddrüsenlappen. Schwierigkeiten bei der Definition der sonographischen Breite hinsichtlich der Anwendung des Ellipsoidmodells (36).

Brunn et al. (7), gingen bei ihrer Volumenbestimmung für den Schilddrüsenlappen ebenfalls von der Form eines Ellipsoids aus und multiplizierten maximale Länge, Breite (ohne Isthmus) und Dicke mit einem verbesserten empirischen Korrekturfaktor von 0,479. Sie fanden im Vergleich mit dem nach der Sektion durch Teilung der Schilddrüse an der Isthmusmitte im Wasserbad ermittelten wahren Volumen eine Methode der Volumetrie mit einer Genauigkeit von 35 % (maximaler Fehler) beziehungsweise 16 % (durchschnittlicher Fehler).

Abweichend zu diesem ähnlichen Vorgehen dienten dem in unserem Ultraschallgerät installierten Rechenprogramm außer den beiden Achsen die Flächen der umfahrenen Schnittbilder als Berechnungsgrundlage. Dadurch sind Formunregelmäßigkeiten bei klar abgegrenzten Schilddrüsenlappen in kranio-kaudaler Richtung besser erfaßbar.

Dieser Vorteil kann sich jedoch bei ungenauem Aufsuchen des größten Längsschnittes (Kapitel 7.2.2.) oder bei ungenau dargestellten Organgrenzen der Schilddrüse unter Umständen durch größere Abweichung zwischen sonographisch bestimmten und wahren Volumen in einen Nachteil verwandeln.

Unsere Voruntersuchungen (Lappenvolumen 9-30 ml) und die Überprüfung an Leichen in situ (Schilddrüsenvolumen 21-100,5 ml) wurden nur an kleinen bis mittelgroßen Schilddrüsen durchgeführt. (18, 41, 47), so daß oben angegebene Fehlerbreiten nur für diese gelten. Bei größeren nodösen Strumen (Grad II und III der WHO-Klassifikation) mit unregelmäßigen Konfigurationen

ist das Modell eines Rotationsellipsoiden nicht mehr genau genug, so daß sich wesentlich größere Fehler bei der Volumenbestimmung ergeben können. Für diese Fälle schlagen Brunn et al. (7) vor, große Einzelknoten mit der jeweiligen Methode gesondert zu vermessen (siehe Kapitel 7.3.). Da alle Real-time-Verfahren den Isthmus nicht berücksichtigen, sollte ein stärker vergrößerter Isthmus (z.B. Lobus pyramidalis) ebenfalls getrennt ausgemessen werden.

Einschränkungen in der Genauigkeit der Volumetrie der Schilddrüse ergeben sich des weiteren dadurch, daß bei Rezidivstrumen mit ausgedehnten regressiven Veränderungen, bei Morbus Basedow oder bei Autoimmuntyreoditis die genaue optische Abgrenzbarkeit des Schilddrüsenparenchyms zum umgebenen Halsweichgewebe hin schwierig sein kann. Retrosternal liegende Strumenanteile sind im Sonogramm nicht zu erfassen.

Abschließend sei noch bemerkt, daß die von uns ermittelte Methode zur Volumetrie der Schilddrüse und der empirische Korrekturfaktor wegen des fest eingegebenen Rechenprogrammes nur für die von uns verwendete Gerätekombination Gültigkeit hat und vom Gerätetyp und der Geräteausstattung abhängig ist. Die Anwendung eines anderen Ultraschallgerätes macht eine Neubestimmung des anzuwendenden Rechenverfahrens und der Bestimmungsmethode notwendig und muß anhand von neuen Phantomuntersuchungen und Kontrollexperimenten auf Richtigkeit, Fehler und Reproduzierbarkeit geprüft werden.

■ 8.2. Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse

In unseren Untersuchungen zur Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse fanden wir in den vorangehenden Phantomuntersuchungen eine maximale Abweichung von 10,3 % und einen durchschnittlichen Fehler F_D von 6,3 %.

Die von uns vorgestellte Methode läßt sich somit ebenfalls gut und schnell für die Bestimmung der Größe vor allem von Zysten oder anderen abgegrenzten Erkrankungen der Schilddrüsen anwenden. Die Genauigkeit der Methode ist hierbei aus den in Kapitel 7.1.2. (Seite 61) aufgeführten Gründen umso größer, je kugelförmiger und regelmäßiger der Prozeß begrenzt ist. Olbricht et al. (47) fanden in ihren Untersuchungen zum autonomen Adenom bei 27 Patienten in 25 Fällen gut abgrenzbare elliptisch oder kugelförmige Adenome, so daß sich unsere Methode auch bei diesem Krankheitsbild gut anwenden läßt. Mit geringer Genauigkeit lassen sich jedoch die Volumina von regressiv oder tumorös veränderten Knoten bestimmen, da hier eine genaue Abgrenzung des Prozesses vom umgebenden Gewebe oft nicht exakt genug möglich ist.

● 9. Klinische Konsequenzen

Im klinischen Bereich stellte sich die Frage nach einer exakten Volumenbestimmung der Schilddrüse vor allem vor einer Radiojodbehandlung bei verschiedenen Schilddrüsenerkrankheiten (Autonomes Adenom, diffuse Hyperthyreose, blande Struma), um die für die Behandlung notwendige Strahlendosis D exakter bestimmen zu können (7, 23, 25, 36, 53, 56). Bei der Aktivitätsberechnung benötigte man das Schilddrüsenvolumen für die Gewichtsbestimmung der zu behandelnden Schilddrüse oder ihrer erkrankten Anteile: Das Volumen wird unter Annahme einer homogenen Gewebsverteilung mit dem spezifischen Gewicht von 1.06 g/cm³ multipliziert. Dieses Schilddrüsengewicht geht direkt in die Formel für die Berechnung der zu applizierenden Aktivität ein (23, 25):

$$\text{Aktivität (mCi)} = \frac{\text{Dosis (rd)} \times \text{Gewicht (g)}}{165 \times \text{effektive HWZ (d)} \times \text{max. Jodzufuhr}}$$

Fehler bei der Volumenberechnung führen somit zu einer ungenauen Aktivitätsberechnung, deren Nebenwirkungen für den Patienten Hyperthyreoserezidive oder eine nicht gewollte Hypothyreose sein können (36).

Bei der Verkleinerung der blanden endemischen Struma steht die konservative Therapie mit Schilddrüsenhormonen im Vordergrund.

Sowohl bei der Routinediagnostik der Struma als auch bei der Erfolgsbeurteilung der Suppressionsbehandlung mit Schilddrüsenhormonen waren die bisherigen Verfahren zur Größenbestimmung - Palpation, Messung des Halsumfanges und Volumenbestimmung der Schilddrüse aus dem Szintigramm - zu grob und ungenau (25, 36, 53, 54). Im Gegensatz dazu stellt die Volumetrie der

Schilddrüse mittels Ultraschall im individuellen Verlauf eine schnelle, exakte und nebenwirkungsfreie und daher wiederholbare Methode dar, die Wirksamkeit der Strumabehandlung zu objektivieren (59).

Verschiedene Arbeiten über eine sonographisch verifizierte Volumenreduktion der blanden endemischen Struma durch Schilddrüsenhormonsubstitution liegen vor (21, 35, 44, 49, 54, 59). Eine dänische Arbeitsgruppe (44, 49) konnte so nach drei Monaten eine Verminderung der Schilddrüsengröße von im Mittel 20 bzw. 23 % nachweisen. Mølholm-Hansen (44) zeigte zusätzlich, daß drei Monate nach Absetzen der Hormonbehandlung das Ausgangsvolumen wieder erreicht war und somit eine wirksame Rezidivprophylaxe zur Erhaltung des Therapieerfolges notwendig ist (52). Bei kleinen Strumen (< 30 ml) fanden die Autoren zweier Studien (21, 52) eine Volumenverkleinerung von 13 bzw. 20 %.

Zusätzlich konnten Pickardt und Mitarbeiter (54) zeigen, daß bei unvollständiger Suppression der endogenen TSH-Sekretion nur eine Volumenabnahme von im Mittel 17 %, bei vollständiger Suppression der hypophysären Stimulation durch Schilddrüsenhormone aber eine Reduktion der Struma um 33 % (30 % bis 60 %) erzielt werden konnte, und daß die Behandlungsdauer wesentlich für das Ausmaß der erreichbaren Volumenverminderung ist. Eine Therapie von weniger als 6 Monaten bewirkte hierbei nur einen mittleren Volumenrückgang von 27 %, eine Therapiedauer von 6-18 Monaten aber von 37 %, was zeigte, daß kurzzeitige Behandlungen der Struma wenig sinnvoll sind (52, 53).

Angeichts einer Strumahäufigkeit von 32 % im Jodmangelgebiet Bayern (54) und etwa 9 Millionen Erkrankten im gesamten Bundesgebiet zeigt sich deutlich die

Notwendigkeit einer genauen Diagnosestellung der Struma und der Verlaufsbeobachtung der Schilddrüsengröße unter TSH-suppressiver Hormontherapie, nicht zuletzt durch die Volumenbestimmung der Schilddrüse mittels Ultraschall, die damit eine schnelle und nebenwirkungsfreie Ergänzung zu den laborchemischen Daten darstellt und die nuklearmedizinische Diagnostik im Krankheitsverlauf überflüssig macht.

● 10. Zusammenfassung:

In dieser Arbeit wird eine schnelle, einfache und für Verlaufsuntersuchungen hinreichend genaue Methode zur sonographischen Volumenbestimmung der Schilddrüse vorgestellt.

Der in den Voruntersuchungen aus 15 Rinderschilddrüsenlappen ermittelte empirische Korrekturfaktor ergibt mit Bestimmung der nach dem Prinzip eines Rotationsellipsoiden berechneten Volumina V_x und V_y das wahre Volumen des Schilddrüsenlappens mit einem größten durchschnittlichen Fehler von 5,2 % und einem maximalen relativen Fehler von 9,4 %, innerhalb einer Meßreihe als Einzelmessung von 15,9 %.

In situ-Untersuchungen an 10 Leichen erbrachten im Vergleich mit dem im Wasserbad ermittelten und dem sonographisch durch unsere Methode bestimmten Volumen einen durchschnittlichen Fehler von 12,5 % und einen maximalen Fehler von 27,8 % bei einem Korrelationskoeffizienten von 0,92. Für eine genauere Standardisierung und Reproduzierbarkeit der Untersuchungsmethode muß jedoch der größte Längsschnitt der Schilddrüse anhand der gegebenen anatomischen Strukturen der vorderen Halsregion und der eindeutigen Organbegrenzung möglichst exakt bestimmt werden.

Untersuchungen zur Volumetrie umschriebener Erkrankungen unter Phantombedingungen zeigten mit einer maximalen Abweichung von 10,3% ebenfalls eine gute Genauigkeit.

Die klinisch praktische Anwendung unserer Methode liegt vor allem in der Routinediagnostik einer blanden endemischen Struma und der Volumenbestimmung von umschriebenen Erkrankungen der Schilddrüse sowie individuellen Verlaufsuntersuchungen bei einer thyreo-suppressiven Therapie zur Objektivierung des Behandlungserfolges.

● 11. A N H A N G :

■ 11.1. Statistik

■ Mittelwert (arithmetisches Mittel) $\bar{x}$:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

x_i = Mit der sonographischen Methode bestimmte Messwerte.

n = Anzahl der Messungen.

■ Absoluter Fehler F_A :

$$F_A = |x_i - y_i|$$

y_i = Wahrer Wert / Durch Submersion in ein Wasserbad bestimmtes Volumen (kann z.T. auch für $\bar{x}$ stehen.

■ Relativer Fehler F_R (in %) :

$$F_R = \frac{|x_i - y_i|}{y_i} \cdot 100$$

■ Durchschnittlicher Fehler F_D (in %) :

$$F_D = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|x_i - y_i|}{y_i} \cdot 100$$

■ Mittlerer Fehler F_M :

$$F_M = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}$$

■ Standardabweichung s :

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \text{ bzw. } \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n x_i^2 - \frac{(\sum_{i=1}^n x_i)^2}{n}}{n-1}}$$

oder auch :

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (Q_i - \bar{Q})^2} \text{ für } \bar{Q} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n Q_i \text{ mit } Q_i = \frac{x_i}{y_i}$$

■ Maximaler Fehler auf 95 % - Niveau (in %) :

$$F_{\text{Max.}} = 1,96 \cdot s$$

■ Variationskoeffizient V :

$$V = \frac{s}{\bar{x}}$$

■ Standarderror v :

$$v = \frac{s}{\sqrt{n}}$$

■ Korrelationskoeffizient r :

(aus n - Wertepaaren x_j/y_j)

$$r = \frac{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x}) \cdot (y_j - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{j=1}^n (x_j - \bar{x})^2 \sum_{j=1}^n (y_j - \bar{y})^2}}$$

oder auch :

$$r = \frac{\sum_{j=1}^n x_j y_j - \frac{1}{n} \left(\sum_{j=1}^n x_j \right) \left(\sum_{j=1}^n y_j \right)}{\sqrt{\left[\sum_{j=1}^n x_j^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{j=1}^n x_j \right)^2 \right] \left[\sum_{j=1}^n y_j^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{j=1}^n y_j \right)^2 \right]}}$$

■ Regressionsgerade ($y = b + mx$) :

m = Steigung der Geraden ($\hat{=}$ Regressionskoeffizient) :

b = Achsenabschnitt

Bei Regression von y nach x :

$$m_{yx} = \frac{\sum_{j=1}^n x_j y_j - \frac{1}{n} \left(\sum_{j=1}^n x_j \right) \left(\sum_{j=1}^n y_j \right)}{\sum_{j=1}^n x_j^2 - \frac{1}{n} \left(\sum_{j=1}^n x_j \right)^2}$$

$$b_{yx} = \frac{\sum_{j=1}^n y_j - m_{yx} \sum_{j=1}^n x_j}{n}$$

(17, 56, 66)

■11.2. L I T E R A T U R V E R Z E I C H N I S

1. Allan, H.C., Goodwin, W.E.:
The scintillation counter as an instrument for
in vivo determination of thyroid weight.
Radiology 58 (1952), 68-72
2. Baum, K., Reiners, C., Wiedemann, W.,
Müller, H.-A., Börner, W.:
Differentialdiagnose von Schilddrüsenknoten-
Sonographie als Ergänzung der Szintigraphie
und Punktionszytologie.
Dtsch. med. Wschr. 108, 36 (1983), 1359-1364
3. Berger, L.A., Lister, A., Lilley, A.C.:
A water bath for thyroid scanning with ultra-
sound.
Br. J. Radiol. 54, 643 (1981), 630-631
4. Blum, M., Goldman, A.B., Herskovic, A.,
Hernberg, J.:
Clinical applications of thyroid echography.
N. Engl. J. Med. 287, 23 (1972), 1164-1169
5. Britten, J.S.:
An improvised water bath for simplified thyroid
sonography.
Radiography 48, 566 (1982), 33-34
6. Brown, M.C., Spencer, R.:
Thyroid gland volume estimated by use of ultra-
sound in addition to scintigraphy.
Acta Radiol. Oncol. 17,4 (1978), 337-341

7. Brunn, J., Block, U., Ruf, G., Bos, J.,
Kunze, W.P., Scriba, P.C.:
Volumetrie der Schilddrüsenlappen mittels Real-
Time-Sonographie.
Dtsch. med. Wschr. 106, 41 (1981), 1338-1340
8. Bücheler, E., Friedmann, G., Thelen, M.
(Hrsg.):
Real-time-Sonographie des Körpers.
Thieme-Verlag, Stuttgart (1983)
9. Cole-Beuglet, C., Goldberg, B.B.:
New high-resolution ultrasound evaluation of
disease of the thyroid gland.
JAMA 249, 21 (1983), 2941-2944
10. Demuth, C.:
Stand der Ultraschalldiagnostik heute.
Therapiewoche 33 (1983), 145-153
11. Frank, T.:
Ultraschall in der Schilddrüsendiagnostik.
Röntgen-Bl. 33,8 (1980), 386-394
12. Frank, T., Albers, G., Krämer-Hansen, H.,
Schneekloth, G., Petersen, V., Zollikofer, C.:
Differenziertes Schilddrüsenkarzinom, autonomes
Adenom und Thyreoiditis im Ultraschallbild.
Fortschr. Röntgenstr. 127 (1977), 107-110
13. Frank, T., Zollikofer, C.:
Möglichkeiten der Ultraschallsonographie im
Rahmen der Schilddrüsendiagnostik.
Fortschr. Röntgenstr. 124,5 (1976), 456-465

14. Fritzsche, H.:
Clinical value of sonography in the diagnosis
of thyroid diseases.
Acta Med. Austriaca 10, 2-3 (1983), 75
15. Fujimoto, Y., Oka, A., Omoto, R., Hirose, M.:
Ultrasound scanning of the thyroid gland as
a new diagnostic approach.
Ultrasonics 5 (1967), 177-180
16. Gersmann, A.:
Ultraschalldiagnostik bei Schilddrüsener-
krankungen.
Dtsch. med. Wschr. 108, 24 (1983), 953-954
17. Hartung, J., Elpelt, B., Klösener, K.-H.:
Statistik
R. Oldenbourg Verlag, München-Wien (1984)
18. Hegedüs, L., Perrild, H., Poulsen, L.R.,
Andersen, J.R., Holm, B., Schnohr, P., Jensen, G.,
Hansen, J.M.:
The determination of thyroid volume by ultra-
sound and its relationship to body weight, age
and sex in normal subjects.
J. Clin. Endocr. 56,2 (1983), 260-263
19. Himanka, E., Larsson, L.-G.:
Estimation of thyroid volume.
Acta Radiol. 43 (1955), 125-131

20. Hotze, L.-A., Schmitz, R., Goecke, K.,
Joseph, K., Mahlstedt, J.:
Verlaufskontrolle der medikamentösen Struma-
therapie durch sonographische Volumenbestimmung.
Therapiewoche 33 (1983), 154-161
21. Hotze, L.-A., Schmitz, R., Goecke, K.,
Joseph, K.:
Sonographische Objektivierung der Strumaverklei-
nerung unter L-Thyroxin Therapie.
NUC-Compact 13 (1982), 81-88
22. Igl, W. et al.:
Sonographische Volumenbestimmung der Schilddrüse -
Volumenbestimmung aus den Achsen der Schilddrüsen-
lappen im Vergleich mit einer standardisierten
sonographischen Methode.
Computertomographie 2 (1982), 133-135
23. Igl, W., Seiderer, M., Fink, U., Lissner, J.:
Quantitative Volumenbestimmung der Schild-
drüse mit Hilfe der Sonographie.
NUC-Compact 11 (1980), 11-13
24. Igl, W., Fink, U., Leisner, B., Gebauer, A.:
Die Ultraschalldiagnostik der Struma.
Therapiewoche 31 (1981), 1609-1619
25. Igl, W., Lukas, P., Leisner, B., Fink, U.,
Seiderer, M., Pickardt, C.R., Lissner, J.:
Sonographische Volumenbestimmung der Schilddrüse.
Vergleich mit anderen Methoden.
Nucl. Med. 20,2 (1981), 64-71

26. Igl, W., Pickardt, C.R., Leisner, B.:
Physik und Technik der Schilddrüsensonographie,
Volumetrie, Standardisierung der Befunderhebung.
(14. Tagung der Sektion Schilddrüse 1982, Lübeck)
Akt. Endokr. Stoffw. 4 (1983), 85-89
27. Kelly, F.J.:
Observations on the calculation of thyroid weight,
using empirical formular.
J. Clin. Endocr. 14 (1954), 326-335
28. Köster, O., Franken, T., Baumgarten, C.:
Vergleichende Computertomographische, sonogra-
phische und szintigraphische Volumenmessung der
Schilddrüse.
NUC-Compact 13 (1982), 54-60
29. Köster, R., Schütt, H.:
Technik und Einsatz der Schilddrüsenfeinnadel-
punktion.
Röntgen-Bl. 32 (1979), 478-480
30. Kratochwil, A., Nowotny-Jantsch, C.:
Ultraschalldiagnostik in der Inneren Medizin,
Chirurgie und Urologie.
Thieme-Verlag, Stuttgart (1977)
31. Kremer, H. (Hrsg.):
Sonographische Diagnostik innerer Erkrankungen.
Urban und Schwarzenberg, München-Wien-Baltimore (1982)
32. Kresse, H.:
Wirkungen und Nebenwirkungen medizinischen Ultra-
schalls.
Atomkernenerg. 21 (1973), 269-273

33. Krestel, E. (Hrsg.):
Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik.
Siemens AG, Berlin-München (1980)
34. Leclere, J., Bertrand, A., Thouvenot, P.,
Vaillant, D.:
Mesure du volume thyroïdien à l'aide des
ultra-sons.
Ann. d'endocrinol. 35 (1974), 48-50
35. Leisner, B., Pickardt, C.R., Fink, U.,
zur Nieden, J., Igl, W.:
Bestimmung des Schilddrüsenvolumens mittels
kleinrechnerunterstützter Sonogrammauswertung
nach verschiedenen Therapiemaßnahmen.
In: Nuklearmedizin, Hrsg. Schmidt, Rössler
Schattauer Verlag, Stuttgart, New-York
(1982), 757-759
36. Lukas, P.:
Volumenbestimmung der Schilddrüse in vivo:
Vergleichende Untersuchung bestehender und neuer
nuklearmedizinischer Methoden unter Benützung
eines sonographischen Referenzverfahrens.
Dissertation an der LMU-München (1981)
37. Lutz, H.:
Ultraschalldiagnostik (B-scan) in der Inneren
Medizin.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York
(1978)
38. Lutz, H., Mendt, R.:
Ultraschallfibel.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York
(1981)

39. Maier, R., Pfannenstiel, P., Adam, W.,
Hirsch, H., Stein, N., Utech, C.:
Sonographische Strukturen bei Autoimmuner-
krankungen der Schilddrüse.
Int. Welt 4 (1981), 422-427
40. Meier, H.:
Ultraschall in der Chirurgie.
Perimed Verlag, Erlangen (1982)
41. Meissner, J., Weiss, H.:
Ergebnisse sonographisch-planimetrischer Messungen
zur Volumenbestimmung der Schilddrüse.
Deutschsprachige Gesellschaft für Ultraschall,
Wien (1977)
In: Ultraschalldiagnostik
Kratochwil, A., Reinold, E. (Hrsg.)
Thieme Verlag, Stuttgart (1978), 270-272
42. Merton, J., Nicholas, D., Hill, C.R., Grover, S.,
Queenau, M., Cosgrove, D.:
Ultrasonic diffraction scanning of the thyroid.
Ultrasound Med. Biol. 8,2 (1982), 145-153
43. Miskin, M., Rosen, J.B., Walfish, P.G.:
B-Mode ultrasonography in assessment of thyroid
gland lesions.
Ann. Int. Med. 79 (1973), 505-510

44. Mølholm, Hansen, J., Kapmann, J., Madsen, S.N., Skovsted, L., Solgaard, S., Grytter, C., Grøntvedt, T., Rasmussen, N.:
L-Thyroxin treatment of diffuse non-toxic goitre evaluated by ultra sonic determination of thyroid volume.
Clin. Endocrinol. 10 (1979), 1-6
45. Müller, S., Schober, O., Hundeshagen, H.:
Zur Indikation der Sonographie innerhalb der Schilddrüsendiagnostik.
Fortschr. Röntgenstr. 134,3 (1981), 148-152
46. Oberdissl, K., Klein, E., Reinwein, D.:
Die Krankheiten der Schilddrüse.
Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York (1980)
47. Olbricht, T., Büstgens, L., Mellinghoff, H.-U., Benker, G., Reinwein, D.:
Vergleichende sonographische und szintigraphische Untersuchungen beim autonomen Adenom der Schilddrüse.
Med. Welt 47 (1982), 1720-1722
48. Olbricht, T., Schmitka, T., Mellinghof, U., Benker, G., Reinwein, D.:
Sonographische Bestimmung von Schilddrüsenvolumina bei Schilddrüsengesunden.
Dtsch. med. Wschr. 108, 36 (1983), 1355-1358
49. Perrild, H., Hansen, J.M., Hegedüs, L., Rytter, L., Holm, B., Gundofte, E., Johansen, K.:
Triiodothyronine and thyroxine treatment of diffuse non-toxic goitre evaluated by ultrasonic scanning.
Acta Endocr. 100 (1982), 382-387

50. Pfannenstiel, P.:
Therapie von Schilddrüsenerkrankungen.
Henning, Berlin (1982)
51. Pfannenstiel, P., Meier, P., Hirsch, H.:
Möglichkeiten in der Schilddrüsendiagnostik.
Med. Klin. Prax. 78,9 (1983), 36-47
52. Pickardt, C.R., Igl, W., Leisner, B., Knorr, D.:
Sonographische Volumetrie bei der Therapie der
bland Struma.
Akt. Endokr. Stoffw. 4 (1983), 90-93
53. Pickardt, C.R.:
Sonographische Bestimmung des Schilddrüsenvolumens.
Dtsch. med. Wschr. 107, 11 (1982), 426-427
54. Pickardt, C.R., Leisner, B., Igl, W., Scriba, P.C.:
Therapie der bland Struma: Aussichten und differen-
zierte Indikation.
Verh. dtsch. Ges. inn. Med. 87 (1981), 410-418
55. Rasmussen, S.N.:
Thyroid gland.
In: Handbook of clinical ultrasound.
M. de. Vlieger (Hrsg.)
John Wiley and sons, New York (1978), 367-372
56. Rasmussen, S.N., Hjorth, L.:
Determination of thyroid volume by ultrasonic
scanning.
J. Clin. Ultrasound 2,2 (1974), 143-147

57. Sachs, L.:
Angewandte Statistik.
Springer Verlag, Berlin-Heidelberg-New York (1978)
58. Sackler, J.P., Passalacqua, A.M., Blum, M.,
Amoroch, L.:
A spectrum of diseases of the thyroid gland as
imaged by grey scale water bath sonography.
Radiology 125 (1977), 467-472
59. Schumm, P.-M., Strohm, W.D., Maul, F.D., Kirchner, C.,
Usadel, K.H.:
Schilddrüsenvolumenbestimmung.
Inn. Med. 9 (1982), 166-169
60. Simeone, J.F. et al.:
High-resolution real-time sonography of the thyroid.
Radiology 145,2 (1982), 431-435
61. Sobotta, J., Becher, H.:
Atlas of Human Anatomie
Vol. 3
Urban und Schwarzenberg, München-Berlin-Wien (1975)
62. Soley, M.H., Miller, E.R., Foreman, N.:
Graves diseases: Treatment with radioiodine (131 J).
J. Clin. Endocr. Metabol. 9 (1949), 29-35
63. Tannahill, A.J., Hooper, M.J., England, M.,
Ferris, J.B., Wilson, G.M.:
Measurement of thyroid size by ultrasound, palpita-
tion and scintiscan.
J. Clin. Endocr. 8 (1978), 438-486

64. Thijs, L.G., Wiener, J.D.:
Ultrasonic examination of the thyroid gland.
Am. J. Med. 60 (1976), 96-105
65. Trautwein, A., Kreibitz, K., Oberhausen, E.:
Physik für Mediziner.
Walter de Gruyter, Berlin-New York (1978)
66. Überla, K. (Hrsg.):
Biomathematik.
Institut für medizinische Informationsverarbeitung.
Statistik und Biomathematik, München (1976)
67. Van Herle, A.J. et al.:
The thyroid nodule.
Ann. Int. Med. 96 (1982), 221-232
68. Wiedemann, W., Börner, W.:
Ultraschall Diagnostik bei Schilddrüsenerkrankungen.
Hans Marseille-Verlag, München (1984)
69. Yamakowa, K., Naito, S.:
Application of ultrasonography for the disease
of the thyroid. Proceedings of the 1st International
Conference.
University of Pittsburgh (1965)
In: Diagnostic Ultrasound.
C.C. Grossman et al. (Hrsg.)
Plenum Press, New York (1966), 41
70. Yeh, H.C., Wolf, B.S.:
A simple portable water bath for superficial
ultrasonography.
Am. J. Radiol. 130 (1978), 275

71. Förderungsvorhaben des Bundesministeriums des Inneren.

Vergleich bildgebender Verfahren in der Schilddrüsendiagnostik.

Gesellschaft zur Förderung der Forschung an der Deutschen Klinik für Diagnostik e.V.

Wiesbaden (1983)

LEBENS LAUF

Name	Gerold Wüst
Geburtsdatum	13.02.1959 in Rosenheim
Eltern	Hans-Georg Wüst, Soldat Elisabeth Wüst, geb. Schmidbauer Hausfrau
Schulbildung	1966-1967 Grundschule Immendingen 1967-1970 Jörg-Syrlin-Schule Ulm 1970-1978 Kepler-Gymnasium Ulm 1978 Abitur 1979-1980 Bundeswehrzeit als Sanitätssoldat in Kempten und Ulm 1980-1986 Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians- Universität München 1986 Staatsexamen der Zahnheil- kunde an der Ludwig-Maximilians- Universität München

München, im Februar 1986

